

VŠB – Technická univerzita Ostrava

Fakulta elektrotechniky a informatiky

Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Ovládání světelného terče očními pohyby

Control of light disc based on move of eyes

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Marek Haluska**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Ovládání světelného terče očními pohyby**
Control of Light Disc Based on Move of Eyes
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Teoretický rozbor principů elektrookulografie.
2. Rešerše dané problematiky.
3. Návrh měřicího řetězce a praktická implementace.
4. Analýza naměřených signálů.
5. Zhodnocení dosažených výsledků.


Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 411 s. ISBN 978-80-248-3107-7.
[2] SYNEK, Svatopluk a Šárka SKORKOVSKÁ. *Fyziologie oka a vidění*. 1. vyd. Praha: Grada, 2004, 93 s., [8] s. obr. příl. ISBN 80-247-0786-1.
[3] PRUTCHI, David a Michael NORRIS. *Design and development of medical electronic instrumentation: a practical perspective of the design, construction, and test of medical devices*. Hoboken: Wiley-Interscience, c2005, xv, 461 s. ISBN 978-0-471-67623-2.


Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Lukáš Peter**

Datum zadání: 01.09.2015
Datum odevzdání: 29.04.2016


doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry




prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

„Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární
prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.“


.....

Datum odevzdání práce 29.4.2016

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval panu Ing. Lukáši Peterovi za jeho pomoc, za cenné rady a připomínky k vypracování této práce. Poděkování také patří Ing. Miloši Prachařovi za ochotu pomoci při řešení problému v oblasti výroby světelného terče.

Abstrakt

Tématem této bakalářské práce je návrh a realizace světelného terče, tvořeného LED diodami, který je ovládán pomocí pohybů očních bulbů. Oční pohyby jsou snímány pomocí metody EOG. Pro měření jsou použity klasické Ag/AgCl elektrody. Teoretická část rozebírá problematiku elektrookulografie se zaměřením na vznik signálů. Součástí práce je také rešerše, která popisuje různá zařízení, která pro ovládání používají metodu EOG. Spojení mezi EOG přístrojem, světelným terčem a PC zajišťuje přístroj NI ELVIS II. Jako vizualizační program bylo zvoleno grafické vývojové prostředí LabVIEW, které obsahuje knihovny pro přímou komunikaci s NI ELVIS II. V poslední části bylo nutno zhodnotit naměřené výsledky.

Klíčová slova

Elektrookulografie, EOG, LabVIEW, světelný terč, LED diody, reakční doba

Abstract

The topic of this thesis is the design and implementation of the light target, which is formed by the LEDs and controlled by moving eyeballs. Eyeballs movements are scanned by using the method EOG. For measurements are used Ag/AgCl electrodes. The theoretical part analyzes electrooculography and focus on the emergence of the signals. This thesis also includes research that describes various devices which use the EOG method to control. The connection between EOG, the light target and PC provides NI ELVIS II. Graphical development environment of LabView was chosen as a visualization program, which contains libraries for direct communication with NI ELVIS II. In the last section, it was necessary to evaluate the measured results.

Key words

Electrooculography, EOG, LabView, light target, LED diode, reaction time

Seznam použitých zkratek

DP	Dolní propust
DPS	Deska plošných spojů
EEG	Elektroencefalografie
EKG	Elektrokardiografie
ERG	Elektroretinografie
EOG	Elektrookulografie
HP	Horní propust
SUB VI	Podprogram virtuálního instrumentu
VI	Virtuální instrument
VOG	Videookulografie

Obsah

Úvod.....	9
1 Lidské oko a jeho vlastnosti.....	10
1.1 Oko a jeho pomocný aparát.....	10
1.1.1 Sítnice (retina).....	11
1.1.2 Rohovka (cornea).....	11
1.2 Směry očních pohybů.....	11
1.3 Základní pohyby očních bulbů.....	12
1.3.1 Fixační pohyby.....	12
1.3.2 Velké pohyby očních bulbů.....	12
2 Elektrookulografie.....	14
2.1 Oko jako elektrický dipól.....	14
2.2 Vznik elektrookulogramu.....	14
2.3 Vznik korneoretinálního potenciálu.....	15
2.3.1 Vznik elektrického potenciálu v sítnici.....	15
2.3.2 Vznik elektrického potenciálu v rohovce.....	16
2.4 Snímání elektrookulogramu.....	16
2.5 Vlastnosti EOG signálu.....	16
3 Rešerše.....	18
3.1 Východiska rešerše.....	18
3.2 Předpokládané výsledky rešerše.....	18
3.3 Závěr rešerše.....	29
4 Návrh a realizace měřicího řetězce.....	31
4.1 Popis měřicího řetězce.....	31
4.1.1 Napěťový komparátor, filtr horní propust.....	32
4.1.2 Diferenční zesilovač.....	32
4.1.3 Aktivní zem.....	34
4.1.4 Aktivní filtr typu dolní propust.....	34
4.1.5 Napájení obvodu.....	35
4.1.6 Vytvoření světelného terče (binární dekodér).....	36
4.2 Návrh a výroba DPS.....	37
4.3 Výstup analogové části.....	38
5 Analýza naměřených dat.....	40

5.1	Způsob měření.....	40
5.2	Práce s daty.....	40
6	Návrh a realizace světelného terče v programu LabView.....	42
6.1	Vývojové prostředí LabVIEW	43
6.2	Sběr dat z NI ELVIS II.....	43
6.3	Filtrace signálu, výpočet střední hodnoty.....	43
6.4	Detekce špiček signálu	44
6.5	Kalibrace	45
6.6	Určení směru pohledu	46
6.7	Ovládání světelného terče	47
6.8	Front panel a popis funkce programu.....	49
7	Zhodnocení naměřených výsledků, měření reakční doby	50
8	Závěr	52
	Zdroje.....	53
	Seznam obrázků	56
	Seznam tabulek	58
	Seznam příloh	59

Úvod

Záměrem této bakalářské práce je výroba světelného terče, který je ovládán pomocí pohybů očních bulbů. Práce obsahuje vysvětlení použité metody na měření očních pohybů, elektrookulografie (EOG). Rovněž jsou zmíněny i jiné metody, např. videookulografie, která je ale dražší a její využití v běžné praxi je složitější.

EOG je metoda, která vznikla v roce 1951, s jejíž pomocí lze zaznamenávat velké oční pohyby. V současnosti existuje mnoho systémů využívajících tuto metodu k ovládání různých externích zařízení (robotická ruka) nebo k analýze reakční doby očních pohybů. Elektrický potenciál, který je touto metodou snímán, vzniká mezi rohovkou a sítnicí očního bulbu.

Rozsah této bakalářské práce je velmi obsáhlý a kombinuje práci z různých oborů. Od výroby DPS až po zpracování a analýzu dat. Jako první bylo nutné představit informace týkající se lidského oka a poté objasnit metodu EOG. Tomu se věnuje teoretická část práce, které jsou věnovány první tři kapitoly. Na správnou funkci očních pohybů se podílí šest okohybných svalů. Nejdůležitější z pohybů jsou sáky (vlastní pohyb oka), které jsou snímány pomocí EOG. Tato metoda je neinvazivní, levná ale v současnosti se v klinické praxi téměř nevyužívá a byla nahrazena metodou ERG (elektroretinografie). Součástí teoretické části je také vypracovaná rešerše, ve které jsou rozebrány systémy, které byly nápomocny pro vlastní řešení světelného terče, a také jiné metody pro snímání očních pohybů.

V další části bylo nutné popsat vlastní návrh a výrobu EOG přístroje s popisem funkčnosti jednotlivých částí. Tomu se věnuje praktická část práce, kde je popsána výroba DPS a také vlastní návrh světelného terče. Tyto dvě DPS jsou připojeny pomocí zařízení NI ELVIS II s PC, kde dochází ke zpracování dat a ovládání terče pomocí programu LabVIEW od společnosti NATIONAL INSTRUMENT.

Součástí praktické části je také popis vytvořeného vizualizačního softwaru, který umožňuje zpracování EOG signálu a také samotné ovládání světelného terče. Obsahem je také analýza naměřených dat se zaměřením na reakční dobu, kdy dojde ke zhasnutí jednotlivých LED diod. Konečným výsledkem je světelný terč vytvořený z devíti LED diod, které uživatel zhasíná pomocí očních pohybů.

1 Lidské oko a jeho vlastnosti

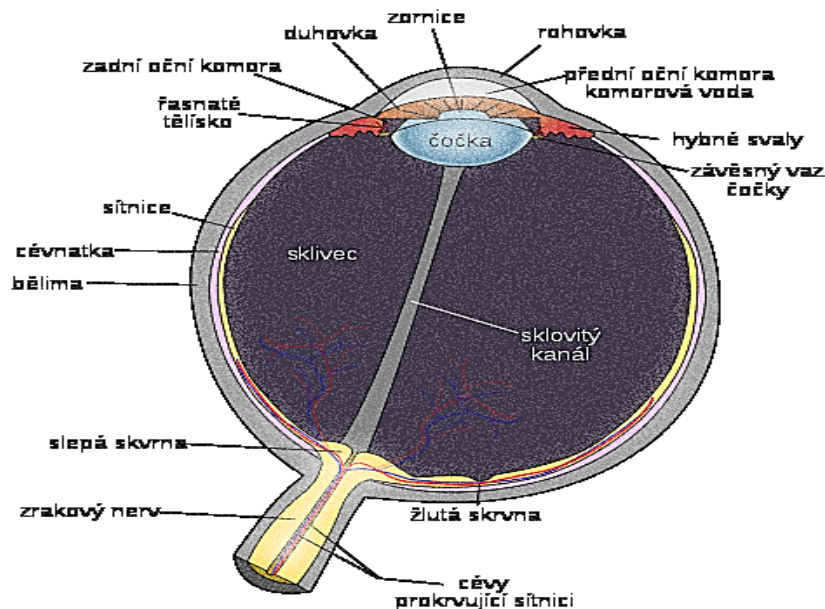
Pro lepší porozumění problematiky je potřeba pochopit anatomicko-fyziologickou podstatu oka. V této kapitole je popsána anatomie oka (zejména rohovky a sítnice). Dále jsou popsány druhy pohybu očních bulbů.

1.1 Oko a jeho pomocný aparát

Lidské oko (*bulbus oculi*) je párový orgán, který funguje jako smyslový receptor. Funkcí lidského oka je registrace optických podnětů umožňujících člověku vidět. Tvarem připomíná mírně protáhlou kouli s průměrem kolem 25 mm. Hlavním úkolem lidského oka je přizpůsobit se tak, aby co nejlépe zaostřilo paprsek světla na sítnici. Oko je přizpůsobeno černobílému, barevnému a prostorovému vidění. Anatomii oka lze vidět na Obr. 1. [1]

Oko je složeno ze tří vrstev:

- vnější vrstva (*tunica fibrosa*) slouží k mechanické ochraně oka
- střední vrstva (*tunica vasculosa*) především zajišťuje výživu oka
- vnitřní vrstva (*tunica intima*) jejíž součástí je sítnice, která obsahuje vlastní receptorové buňky, odkud jsou podněty dále vedeny do centrální nervové soustavy



Obr. 1 Anatomie oka [11]

Část prostoru, kterou lze spatřit, aniž by bylo potřeba pohybu očního bulbu nebo hlavy, se nazývá zorné pole. Velikost zorného pole se zmenšuje se zmenšujícím se jasnem. Největší je pro žlutou a modrou barvu, menší pro červenou a nejmenší pro zelenou barvu. [2]

1.1.1 Sítnice (retina)

Sítnice je nejvnitřnější vrstvou oční koule. Dělí se na dva funkčně i anatomicky rozdílné celky, které rozděljuje klikatá čára (*ora serrata retinae*):

- *pars optica*, obsahuje světločivé elementy a neurony, nejdůležitější část pro percepci (vnímání) světelných paprsků
- *pars caeca*, takzvaná slepá část, nemá percepční schopnost

Sítnice je tou nejdůležitější vrstvou oka z hlediska vidění. Má schopnost přijímat světelné paprsky a ty poté převádět pomocí složitých elektrochemických transformací na akční potenciály a nervovými drahami převádět do mozku. [1],[3]

V sítnici leží fotoreceptory pro příjem světelných a barevných podnětů. Tyto fotoreceptory se dělí:

- čípky, slouží k barevnému vidění během dne, jejich počet se pohybuje kolem 7 milionů
- tyčinky, slouží k vnímání intenzity světla (černo-bílé vidění), jejich počet se pohybuje kolem 120 milionů

Největší hustota čípků je ve žluté skvrně (*macula lutea*). Tyto buňky registrují světelné podněty a mění je na elektrické potenciály. Žlutá skvrna neobsahuje žádné cévy a žádné tyčinky. Je to místo nejostřejšího vidění. [1],[3]

1.1.2 Rohovka (cornea)

Rohovka je průhledná přední část oční koule, odpovídá 1/5 celkové oční plochy. Tvar má mírně eliptický. Poloměr zakřivení rohovky je 6,8–8,5 mm a je 0,8–1,1 mm tlustá. Přechází v bělimu (*sclera*) a je tvořena celkem 5 vrstvami. Na jejím povrchu se nachází rohovkový epitel, který se dobře regeneruje po poškození (UV záření). Hlubší poranění rohovky (vrstvy zvané Bowmanová membrána) má za následek její zakalení. Rohovkou do oka vstupují paprsky světla, ale také různé nečistoty a látky. Proto musí rohovkový epitel plnit dobře funkci regenerace. [4]

1.2 Směry očních pohybů

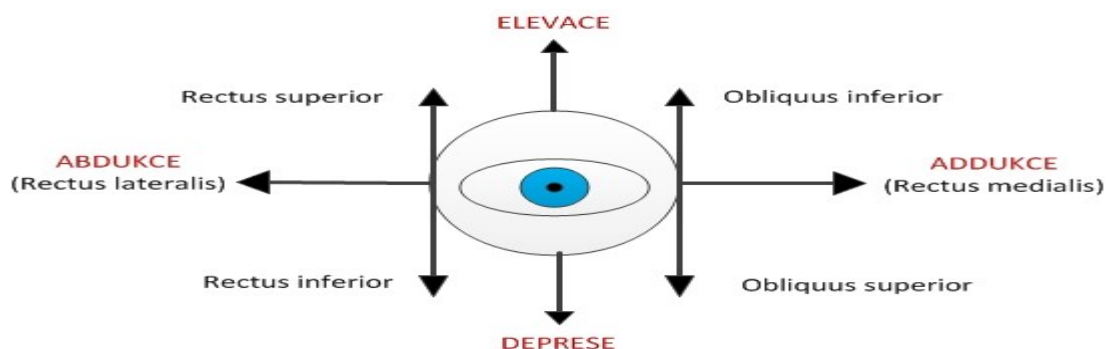
Lidské oko se pohybuje okolo tří pomyslných os bulbu. Kolem horizontální osy jsou vedeny pohyby abdukční¹ a addukční². Kolem vertikální osy se provádí elevace³ nebo deprese⁴ oka. Dochází také k pohybům oka, jako je překlopení dovnitř (intorze) a překlopení oka ven (extorze).

¹ Abdukce: pohyb směrem od osy těla

² Addukce: pohyb směrem k ose těla

³ Elevace: pohyb směrem nahoru

⁴ Deprese: pohyb směrem dolů



Obr. 2 Okohybné svaly zapojené při pohybech očních bulbů [8]

1.3 Základní pohyby očních bulbů

Hlavním úkolem pohybu očních bulbů je zajistit promítání scény do žluté skvrny. Oční pohyby se dělí na konjugované⁵ a diskonjugované⁶.

Základní poloha oka je vzpřímena přímo dopředu. Tímto směrem se také uchyluje fixační osa (spojnice bodů), na které oko hledí.

1.3.1 Fixační pohyby

Je-li oko soustředěno na objekt, který je v klidu, nezůstává v jedné poloze a vykonává malé oční pohyby: tremor, drift a mikrosakády. [5]

Mikrosakády jsou nepravidelně se vyskytující rychlé pohyby oka s úhlovou výchylkou 2' až 50'. Frekvenci mají 1-2 pohyby za sekundu. Jsou to pohyby, které se nemůžou ovládat vůlí.

Tremor je charakterizován vysokou frekvencí od 70 do 130 Hz. Úhlová výchylka je velmi malá (jednotky až desítky úhlových sekund). Funkční význam očního třesu není znám.

Klouzavý pohyb očí (drift) má nízkou frekvenci (pod 0,5 Hz) a vyšší amplitudu (v úhlových minutách). Jedná se o pomalý pohyb oka, kdy se za 200 ms oční osa vychýlí maximálně o 6'. [5]

1.3.2 Velké pohyby očních bulbů

Tyto pohyby mají na rozdíl od malých očních pohybů (v rámci úhlových minut) amplitudu mnohem výraznější. Do této skupiny pohybů patří: sakády, disjunktní pohyby, sledovací pohyby.

Sakádické pohyby jsou nejrychlejší ze všech očních pohybů. Jejich úkolem je zachycovat rychle se pohybující objekty a promítat je na foveu⁷. Tento pohyb se taktéž využívá pro prohlížení zorného pole. Rychlost sakád dosahuje až 700 °/s a latence⁸ je 180-200 ms. Sakádický systém kontroluje

⁵ Konjugované: oči se pohybují ve stejném směru vzhledem k objektu

⁶ Diskonjugované: nesouhlasný pohyb očí vzhledem k objektu

⁷ Fovea: jamka uprostřed žluté skvrny

⁸ Latence sakád: interval mezi podnětem a začátkem daného očního pohybu

správnou činnost a ostrost vidění. V případě, že se objeví chyba a objekt není zobrazen ve žluté skvrně, je naprogramována nová sakáda. Směr a velikost sakád lze ovlivnit vůlí. [5]

Plynulé sledovací pohyby umožňují kontinuálně a hladce sledovat objekty, které se pohybují s nějakou rychlostí. Vidění je tedy neustále jasné. Tyto pohyby jsou neovladatelné vůlí.

Vergence jsou diskonjugované pohyby očních bulbů, vyvolané změnou polohy bodu v předozadní ose Z-Z'. Vergence jsou pomalé (12 °/s) a latenci mají kolem 200 ms. Vergence lze ovládat vůlí. [5]

Tabulka 1 zobrazuje rozdělení pohybů očních bulbů.

Druhy očních pohybů					
Malé oční pohyby			Velké oční pohyby		
<i>Drift</i>	<i>Mikrosakády</i>	<i>Tremor</i>	<i>Sakády</i>	<i>Plynulé sledovací pohyby</i>	<i>Vergence</i>

Tabulka 1 Rozdělení pohybů očních bulbů

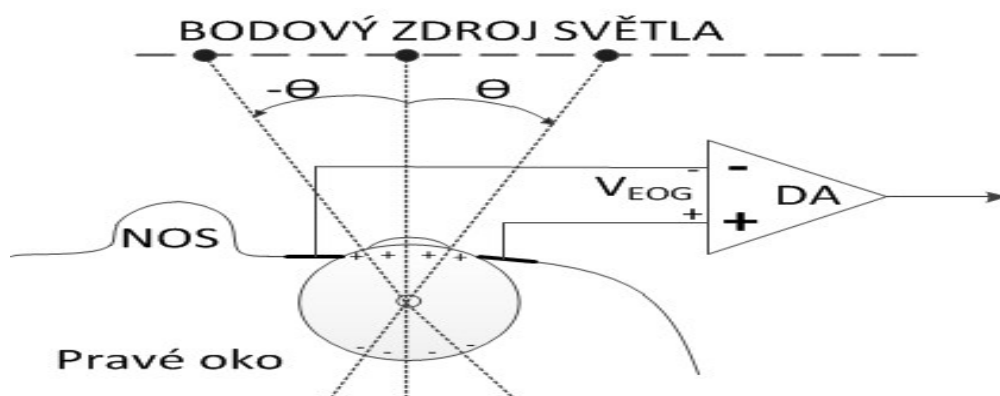
2 Elektrookulografie

Tato kapitola je zaměřena na metodu pro detekci pohybu očních bulbů zvanou elektrookulografie (EOG). Je to diagnostická metoda pro snímání a záznam elektrické aktivity očních bulbů. Tato metoda nepatří mezi standardní klinické metody, ale výsledky měření poskytují nové možnosti neinvazivních diagnostik v oblasti pohybu očí. Je možné se s ní setkat i mimo zdravotnictví, například v poradenství týkajících se čtecích schopností nebo ovládání elektronických zařízení pohybem očních bulbů.

Elektrookulograf je diagnostické zařízení, které slouží k měření a registraci změn elektrostatického pole očí. K registraci těchto změn slouží elektrody umístěné na povrchu těla a kolem očních bulbů. Měřena může být horizontální i vertikální složka EOG záznamu. Výsledný průběh (křivka) se nazývá elektrookulogram.

2.1 Oko jako elektrický dipól

Oko je elektrický dipól, kdy sítnice nese záporný a rohovka kladný náboj, viz Obr. 3. Hodnota korneoretinálního⁹ klidového napětí se pohybuje kolem 0,4 mV–1 mV. Tento potenciál vzniká díky střídavé hyperpolarizaci¹⁰ a depolarizaci¹¹ nervových buněk v sítnici. Potenciál není generován excitabilní¹² tkání, ale spíše je přisuzován zvýšenému metabolismu v oblasti sítnice. Vygenerovaný potenciál se poté šíří nejen okem, ale také okolními tkáněmi a vzniká elektrické pole. Síla tohoto pole závisí na velikosti impedance dané tkáně. Díky metodě EOG se může potenciál elektrického pole měřit a poté vyhodnocovat. Projev biosignálu u EOG probíhá díky dopadajícimu světelnému záření na sítnici. To způsobí stimul k podráždění nervových buněk a následnému spuštění akčního potenciálu. [3]



Obr. 3 Lidské oko jako dipól [6]

2.2 Vznik elektrookulogramu

Korneoretinální potenciál má původ v pigmentovém epitelu sítnice a je závislý:

⁹ Korneoretinální potenciál: dipól sítnice- rohovka

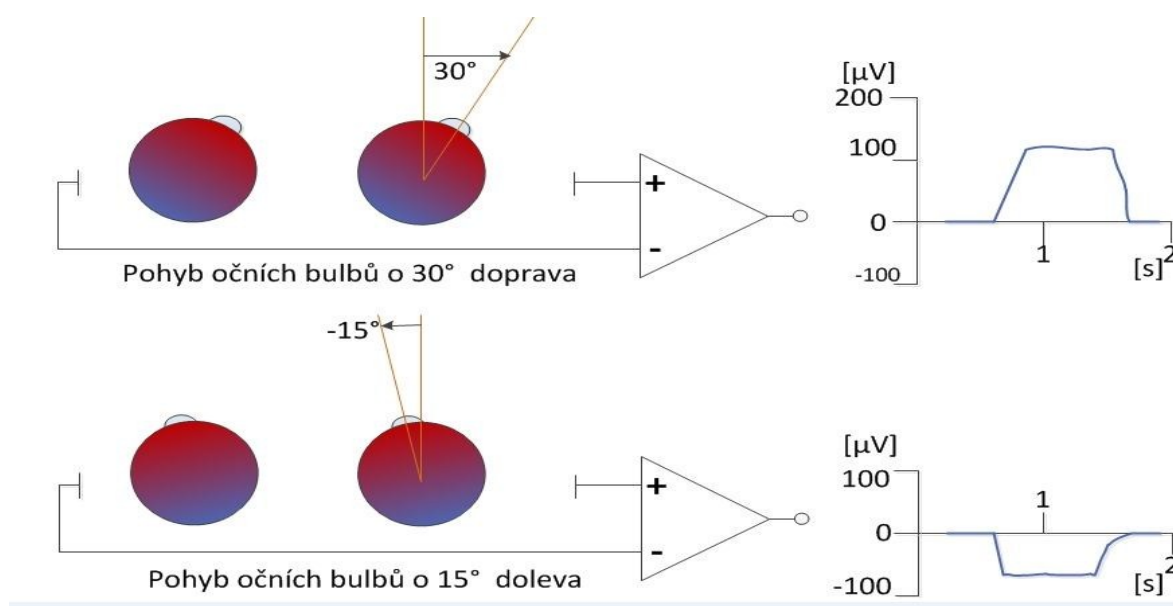
¹⁰ Hyperpolarizace: posun hodnoty membránového napětí do zápornějších hodnot

¹¹ Depolarizace: prudká změna napětí na buněčné membráně způsobena přesuny iontů

¹² Excitabilní: dráždivá

- na úhlu, ve kterém se postavení očního bulbu mění
- na intenzitě okolního osvětlení a adaptaci na světlo

Korneoretinální potenciál závisí na poloze oční osy. Z výsledného elektrookulogramu je možné vyčíst směr i stupeň vychýlení očního bulbu. Při přímém pohledu je korneoretinální potenciál umístěn symetricky mezi elektrodami a tudíž výsledný EOG signál bude nulový (přibližně). Při pohledu vlevo (nachýlení k záporné elektrodě) signál nabývá negativních hodnot. Během pohledu doprava (nachýlení ke kladné elektrodě) signál nabývá kladných hodnot. Obě situace jsou znázorněny na Obr. 4. Z výsledných amplitud signálu můžeme určit stupeň vychýlení očních bulbů. Velikost signálu závisí na úhlovém vychýlení očního bulbu. [4],[6]



Obr. 4 Princip EOG [4]

2.3 Vznik korneoretinálního potenciálu

2.3.1 Vznik elektrického potenciálu v sítnici

V sítnici vzniká potenciál důsledkem změn pohybu iontů, hlavně draslíkových a sodíkových, které jsou vyvolány světelným podnětem. Zdrojem tohoto napětí je pigmentový epitel sítnice a Bruchova membrána. Osvětlením dochází v zevních segmentech tyčinek a čípků k chemickým změnám. Projevem těchto změn jsou časné receptorové potenciály. Hyperpolarizací segmentu fotoreceptorů vzniká pozdní receptorový potenciál. Receptorový potenciál roste přímo úměrně se vzrůstající intenzitou. Potenciál se dále zpracuje ve vrstvě bipolárních buněk. [4],[10]

Jedné bipolární buňce¹³ patří několik fotoreceptorů, které společně vytvářejí receptivní pole. V tomto poli jsou dvě části (centrum a periferie), které reagují na depolarizaci nebo hyperpolarizaci

¹³ Bipolární buňka: typ neuronové buňky, která se podílí na zpracování světelného stimulu

podle toho, jaká část receptivního pole je drážděna. V gangliových buňkách¹⁴ je napětí mezi náboji a koncentracemi draslíkových a sodíkových iontů uvnitř i mimo neuron. Kvůli těmto elektrochemickým změnám vzniká negativní klidový potenciál a sítnice se chová jako negativní pól.

2.3.2 Vznik elektrického potenciálu v rohovce

Elektrický potenciál v rohovce vzniká mezi její povrchovou vrstvou (dlaždicový epitel) a nejspodnější vrstvou (endotel). Vzniká zde difference napětí, které dosahuje pouze kladných hodnot. Proto rohovka představuje pól kladný.

2.4 Snímání elektrookulogramu

Změny elektrostatického pole při pohybu očních bulbů jsou způsobeny rozdílnými potenciály rohovky a sítnice. Ke snímání velikosti pole jsou používány elektrody rozmístěné okolo očí. Používá se 5 pasivních povrchových elektrod. Pro měření horizontální složky EOG signálu jsou elektrody umístěny nalevo a napravo od očních koutků (elektrody 1, 2). Pro měření vertikální složky jsou elektrody umístěny pod a nad očním bulbem (elektrody 3, 4). Referenční elektroda (představuje uzemnění) je umístěna uprostřed čela, nebo v elektricky méně aktivní oblasti (ušní lalůček, krk). Vzdálenost snímacích elektrod od ní musí být taková, aby změny elektrostatického pole pod snímací elektrodou byly co nejmenší. [6]

Elektrody by měly být nepolarizovatelné, proto se používají standardní stříbro-chloridové (AgCl). Tyto elektrody mají malý půlčlánkový potenciál (blízký nule). Proto je možno rozlišovat hodnoty v rámci μV . Pro lepší vodivost rozhraní elektroda-tkáň se používá vodivý gel a elektrody se musí fixovat páskou. Nejčastějším druhem elektrod pro snímání EOG signálu jsou Ag/AgCl elektrody.

2.5 Vlastnosti EOG signálu

Mezi úhlem optické osy oka a EOG signálem je lineární závislost a to přibližně v oblasti $\pm 30^\circ$. Při samotném měření je důležité, aby proband¹⁵ nehýbal hlavou, ale pouze natáčel oči v rámci zorného pole. Maximální rozsah horizontálních i vertikálních pohybů očních bulbů je $\pm 70^\circ$. Amplituda roste o $5 \mu\text{V}$ – $20 \mu\text{V}$ za každý stupeň rotace.

Při pohybu očí se rozsah EOG signálu pohybuje v rozmezí $0,01 \text{ mV}$ – 5 mV . Frekvenční rozsah je $0,05 \text{ Hz}$ – 100 Hz , ale nejčastěji se využívá rozsahu $0,1 \text{ Hz}$ – 30 Hz . Přesnost EOG metody je přibližně $\pm 2^\circ$, tudíž elektrookulogram může zaznamenat rotaci očí o 2° v každém směru. [6]

Při snímání vzniknou dvě složky signálu. EOG_H , která odpovídá horizontální složce signálu a EOG_V , která odpovídá složce vertikální. Okamžitá výchylka v signálu je rovna stálému korneoretinálnímu potenciálu. V EOG signálu jsou detekovatelné sakády, s nimi spojené fixace a mrkání. [5],[7]

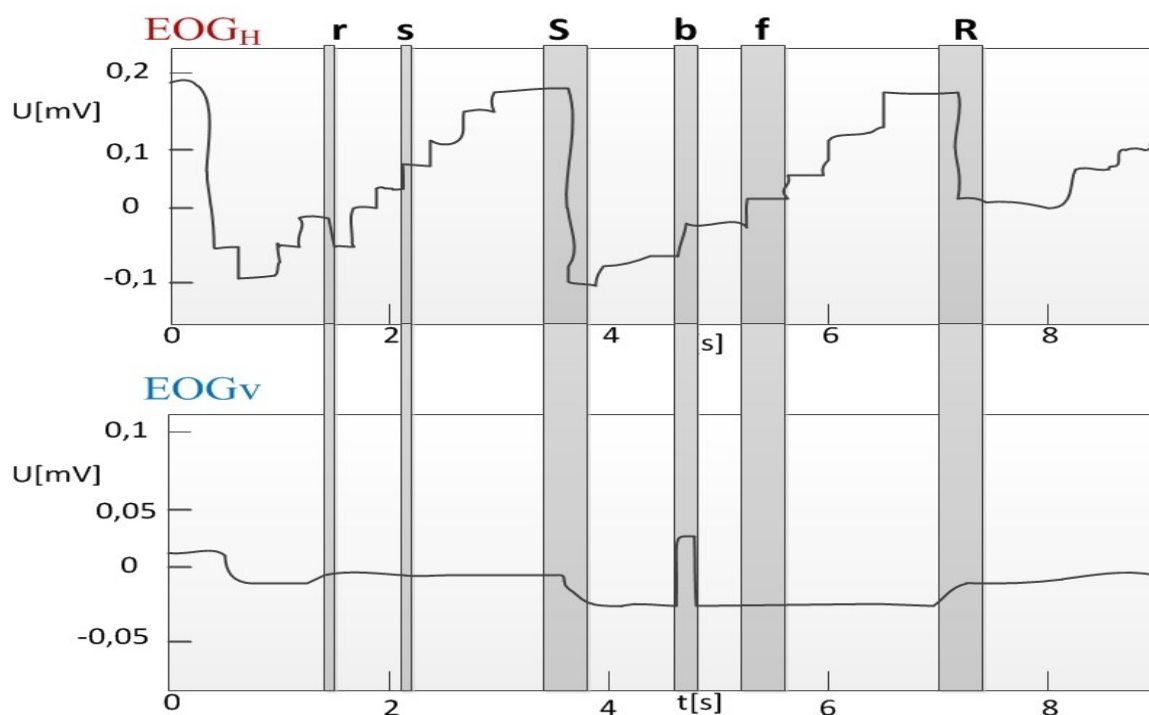
¹⁴ Gangliová buňka: typ neuronové buňky, která je součástí zrakové dráhy

¹⁵ Proband: testovaná osoba

U sakád se určuje maximální výchylka, maximální rychlost, délka jejich trvání a latence. Délku jejich trvání lze zjistit z profilu rychlosti a záleží na velikosti sakády: pro sakádu od 2° je to okolo 30 ms, zatímco sakády pro vnímání scény (5°) trvají 40-50 ms. U fixací se určuje především délka jejich trvání. Mrkání je krátce trvající pohyb očních víček spontánního a reflexního pohybu. Počet mrknutí za minutu se pohybuje kolem 12-19. Délka mrknutí se pohybuje okolo 100-400 ms.

Obr. 5 zobrazuje viditelné EOG prvky. Signál je zaznamenán při čtení jednoho řádku textu, který probíhá zleva doprava. Na EOG_H záznamu lze vidět fixace, ohraničené malými dopřednými nebo zpětnými sakádami (regresemi). Při přeskoku na jiný řádek se objevuje velká sakáda (rychlá záporná změna výchylky).

Sakády mezi řádky lze pozorovat také na EOG_V záznamu. Změna výchylky je dána tím, jestli se čtenář vrací na předchozí řádky (kladná hodnota), nebo pokračuje ve čtení textu na následující řádek (záporná hodnota). Mrkání je prezentováno výraznými skoky.



Obr. 5 Detekovatelné prvky v EOG: fixace (f), dopředné sakády v rámci řádku (s), sakády při přeskoku na další řádek (S), regrese v rámci řádku (r), regrese při přeskoku na předcházející řádek (R), mrkání (b) [8]

3 Rešerše

3.1 Východiska rešerše

Elektrookulografie (EOG) je několik desítek let používanou metodou, pomocí které lze snímat pohyby očních bulbů (činnost okohybných svalů). V porovnání s jinými systémy se jedná o metodu finančně dostupnou. Používá se v klinické praxi, nebo v souvislosti s handicapovanými pacienty při ovládání invalidního vozíku, nebo k usnadnění práce s počítačem.

Rešerše byla provedena přes E-zdroje Ústřední knihovny VŠB – Technické univerzity Ostrava z databází IEEEExplore, ScienceDirect, ve kterých bylo nalezeno poměrně velké množství studijního materiálu, týkajícího se problematiky elektrookulografie.

3.2 Předpokládané výsledky rešerše

Cílem rešerše bylo získat nové poznatky využití EOG ve světě. Ne všechna nalezená využití souvisí s ovládáním přístrojů, ale vyhledané odborné články přispěly k rozvoji vědomostí týkajících se praktického využití EOG.

Jedním z výsledků rešerše bylo zjištění, že EOG je relativně levná metoda, která je také poměrně přesná. Můžeme díky ní zjistit mnoho informací o onemocněních centrálního nervového systému. Při vhodném použití měřicích elektrod můžeme provádět kontinuální snímání.

EOG se v praxi nejčastěji využívá pro záznam změn potenciálu (mezi rohovkou a sítnicí) při adaptaci na světlo a tmu. Další využití je pro ovládání různých externích zařízení, například počítačové myši, robotických končetin, invalidních vozíků a dalších. Nejvíce tuto metodu využívají uživatelé s určitým handicapem, například paraplegií (ochrnutí dolní poloviny těla). Autistické děti mohou hrát pomocí EOG počítačové hry, což může přispět ke zlepšení jejich pozornosti.

Rešerše obsahuje výčet významných systémů vytvořených pomocí EOG a také pomocí jiných metod, například videookulografie (VOG).

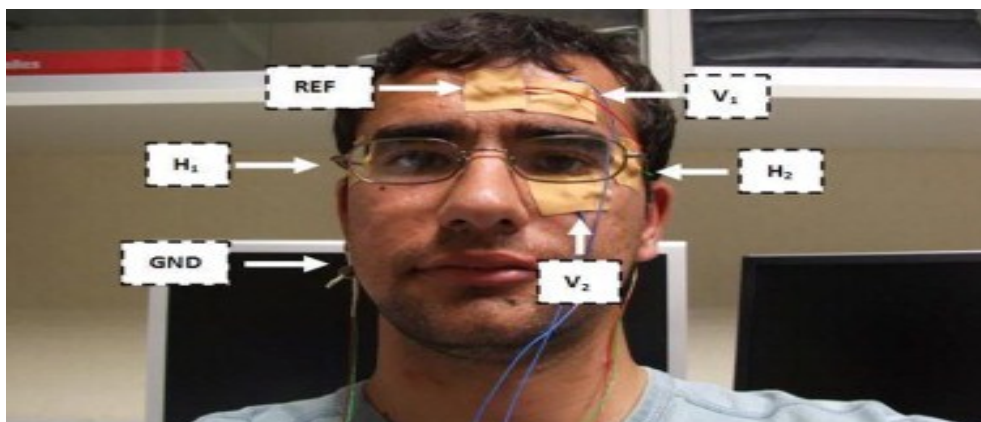
Název: Internet browsing application based on electrooculography for disabled people

Autoři: L.D. Lledó, A. Úbeda, E. IÁÑEZ a J.M. AZORÍN

Publikováno: Biomedical Neuroengineering Group, Universidad Miguel Hernández de Elche, Alicante, Spain

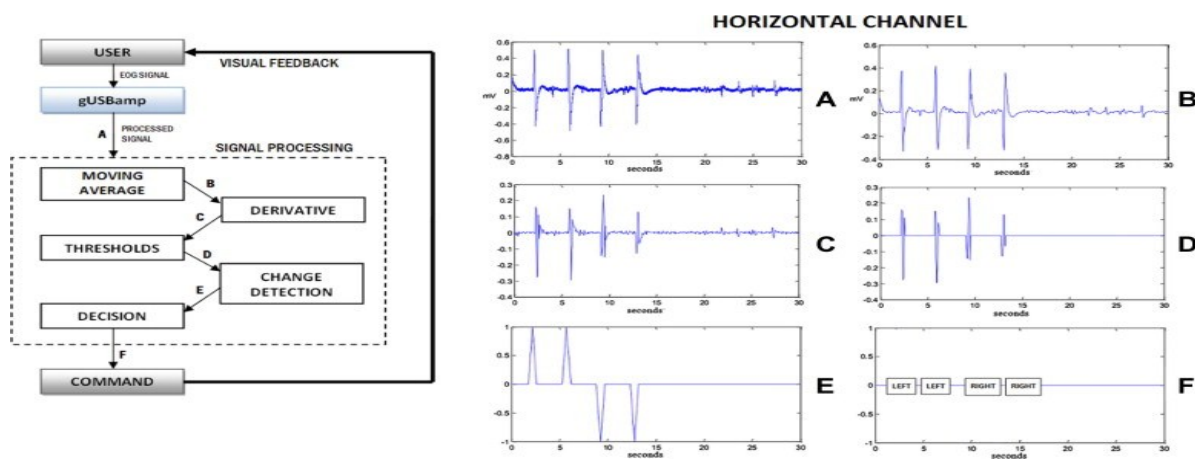
V tomto výzkumu španělští vědci používali metodu EOG na ovládání internetového prohlížeče očními pohyby. Tento princip je určen pro lidi s motorickým postižením, například paraplegie nebo svalová dystrofie (razantní úbytek svalové hmoty) a podobné.

Ke snímání očních pohybů byly použity elektrody Ag/AgCl typu E273¹⁶, které byly umístěny na obličej probanda. Celkem bylo použito šest elektrod. Dva páry horizontálních a vertikálních elektrod, jedna referenční a poslední zemní elektroda, viz Obr. 6.



Obr. 6 Standardní rozmístění elektrod (celkem 6 elektrod) [12]

Zesilovač gUSBamp, který slouží k zesílení a filtrování EOG signálu, byl připojen k počítači pomocí USB kabelu. Byla použita vzorkovací frekvence 128 Hz. Algoritmus pro zpracování EOG signálu byl nastaven na rozeznávání pohybu očních bulbů (nahoru, dolů, doprava, doleva a mrknutí oka). K vykonání očního příkazu musel proband provést rychlý (trhavý) oční pohyb do požadovaného směru a poté, co byl pohyb vykonán, se oko vrátilo do klidové polohy. Tento algoritmus byl vypracován v programu MATLAB. Celý proces zobrazuje Graf 1.



Graf 1 EOG zpracovací algoritmus (vlevo). Příklad zpracování EOG signálu pro horizontální kanál (vpravo) [12]

Při zapnutí prohlížeče bylo zobrazeno úvodní okno, které bylo složeno z prohlížečí a psací části. Pro psaní jednoduchých slov je potřeba kolem 40 až 100 očních pohybů. Tuto skutečnost razantně snižuje slovník zabudovaný v programu, který porovnává první tři písmena s nejpoužívanějšími slovy. Tím se snižuje čas psaní a také celková náročnost této činnosti. Internetový prohlížeč je znázorněn na Obr. 7.

¹⁶ E273: jedná se o 12 mm ploché elektrody

Bylo provedeno několik úspěšných pokusů, kdy byla probandům zadána série testů. Výsledky testu byly pozitivní a na jejich základě je vysoce pravděpodobné budoucí využití této metody v běžném životě.

Metoda má ale i své stinné stránky. Například dlouhá doba zápisu, nebo nepřesnost pohybu po webové stránce. Není také vhodná pro dlouhodobé používání z důvodu nadměrného pohybu očních bulbů.

Hlavním nedostatkem této metody je neschopnost systém využívat při dlouhodobých měřeních. Pozitivem je, že zařízení je lehce přenositelné a levné, na rozdíl od zařízení vytvořených na principu VOG.



Obr. 7 Internetový prohlížeč ovládaný pomocí EOG [12]

Název: EOG-based system for mouse control

Autoři: LOPEZ, A., P.J. AREVALO, F.J. FERRERO, M. VALLEDOR a J.C. CAMPO

Publikováno: SENSORS, 2014 IEEE

Tato práce pojednává o využití EOG pro ovládání počítačové myši. Tento systém funguje na podobném principu jako v předchozím článku a rovněž je určen handicapovaným.

Pro zpracování EOG signálu byl použit program LabView. Hlavní rozdíl oproti předchozí metodě je v odfiltrování šumu. Uživatel má možnost v programu LabView zvolit vhodný algoritmus, viz Obr. 8. Z programové nabídky si může uživatel zvolit Fourierovou transformaci, Waveletovou transformaci nebo Laplaceovou transformaci.

Rozmístění elektrod lze vidět na Obr. 6. Elektrody jsou připojeny k měřicímu přístroji, který se skládá z horizontálního a vertikálního kanálu. Měřicí přístroj je s PC propojen USB kabelem.

Proband pohybuje očima v požadovaném směru a program vyhodnotí pozici počítačové myši a přesune ji na dané místo. Mrknutí oka nahrazuje funkci levého tlačítka.

Velká nevýhoda systému je, že uživatel nesmí hýbat hlavou a zároveň se musí plně věnovat programu (nemůže se dívat po okolí). Jinak dochází k chybnému pohybu myši.

Výhodou je cenová dostupnost a snadná manipulace s programem. V průběhu nejbližších let bude nutné program zdokonalit a rozšířit jeho funkce, protože samostatné využití počítačové myši je omezené.



Obr. 8 Aplikace v LabView -a) původní (vpravo) a filtrovaný EOG signál (vlevo), b) nastavení parametrů, c) uživatelské rozhraní [13]

Název: A Low-cost Real-time Wheelchair Navigation System Using Electrooculography

Autoři: MARJANINEJAD, Ali a Sabalan DANESHVAR

Publikováno: Electrical Engineering (ICEE), 2014 22nd Iranian Conference on

Autoři zde využívají EOG k vytvoření systému pro navigaci invalidního vozíku v reálném čase. Účelem je usnadnit život starším nebo handicapovaným lidem, kteří nemohou používat k navádění vozíku řídicí páku.

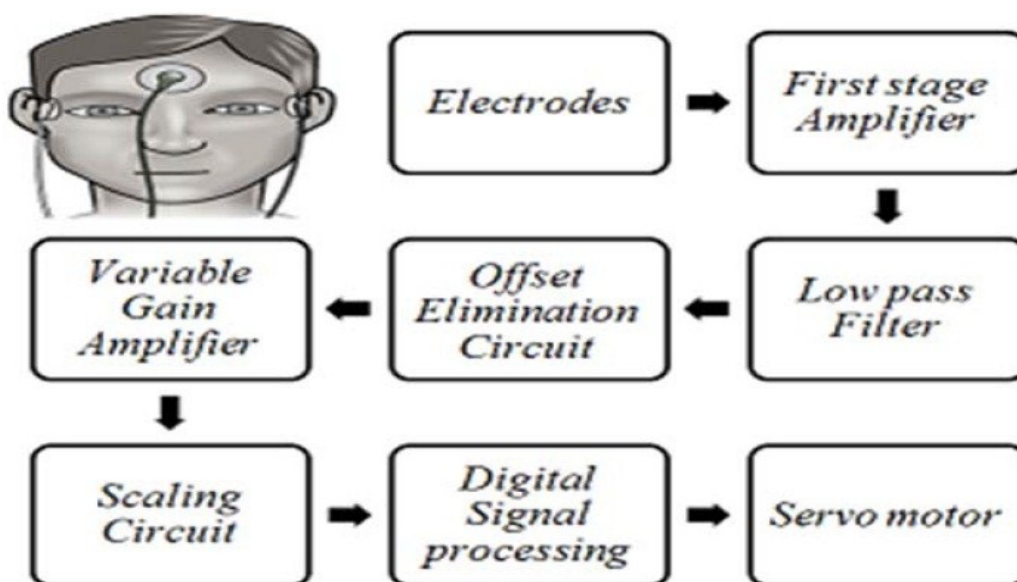
Systém využívá horizontální pohyby očních bulbů, proto se používají tři elektrody (dvě horizontální a jedna referenční, jejich umístění je stejné jako na Obr. 6), které se umístí na obličej měřené osoby. Výstup elektrod je propojen se zesilovací částí. Dále je použit filtr typu dolní propust, který má mezní frekvenci menší než 1 Hz z důvodu redukování šumu. Předposlední část systému je

A/D převodník, který signál převede do digitální formy a pošle informaci do servomotoru umístěného v rámu konstrukce (přední kolečka). Blokové schéma zařízení je uvedeno na Obr. 9.

Pokud se uživatel podívá do pravé strany o 30°, na výstupu bude 5 V a vozík se natočí do požadovaného směru. Stejně je to s levou stranou, jen na výstupu se nachází hodnota 0 V. Čím déle se uživatel dívá jedním směrem, tím rychleji vozík jede, ale hned při další změně směru zpomalí. Zapínání je vyřešeno jednoduchým vypínačem.

Z důvodu absence sonografického senzoru, který může detekovat překážky, se systém využívá v oblastech s viditelnými překážkami. Nejvhodnější je pro domovy a kanceláře, kde usnadní uživatelům každodenní činnosti.

Existuje mnoho systémů na ovládání invalidního vozíku, které jsou více propracované, ale taky razantně dražší. V budoucnu může být systém rozšířen o detekční senzory, které by rozšířily možnosti jeho využití.



Obr. 9 Rozmístění elektrod a blokové schéma systému [14]

Název: Development of EOG-Based Communication System Controlled by Eight-Directional Eye Movements

Autoři: YAMAGISHI, Kenji, Junichi HORI a Michio MIYAKAWA

Publikováno: Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE

EOG zde autoři využili pro vytvoření systému na komunikaci pomocí osmi očních pohybů s cílem pomoci pacientům s ALS ¹⁷ komunikovat pomocí počítače s okolím. Autoři navazují na práci

¹⁷ Amyotrofická laterální skleróza: neurodegenerativní onemocnění mozku

publikovanou v roce 2004, *Development of communication supporting device controlled by eye movements and voluntary eye blink* [22], kde tvůrci pracovali pouze se čtyřmi pohyby očních bulbů.

Systém využívá 3 elektrody, které jsou umístěny na dominantní oko. Systém se skládá ze zesilovače, filtru typu pásmová propust' (hodnoty mezi 0,53–15 Hz) a A/D převodníku. Ten je připojen k PC, kde probíhají logické kombinace podle toho, jaký oční pohyb uživatel momentálně vykonává, Obr. 10. Program tento pohyb vyhodnotí a provede příslušný příkaz. Uživatel díky tomu ovládá klasickou obrazovou klávesnici.

Díky využití celého spektra pohybů očních bulbů (osmi) se zvyšuje rychlost psaní oproti systému, který využívá pouze čtyři pohyby očních bulbů. Bohužel se totéž nedá říct o přesnosti, která je menší, což způsobuje jistou frustraci uživatelů. Dává to však velký příslib do budoucna, kdy by se měla přesnost s použitím kvalitnějších elektrod a přístrojů optimalizovat.

Input	Logical combination		Output
	Ch.V	Ch.H	
	Threshold V1 ...	Threshold H1 ...	up
	Threshold V2 ...	Threshold H2 ...	down
			right
			left
			up right
			up left
			down right
			down left
Voluntary wink		Threshold H3 ...	select

Obr. 10 Vztah mezi očními pohyby, detekovanými pomocí EOG a výstupem [15]

Název: A wireless Electrooculography-based human-computer interface for baseball game

Autoři: LIN, Chin-Teng, Shang-Lin WU, Wei-Ling JIANG, Jyun-Wei LIANG a Shi-An CHEN

Publikováno: Information, Communications and Signal Processing (ICICS) 2013 9th International Conference on

Vědci v této práci vytvořili s použitím EOG signálu počítačovou hru. Systém využívá devět pohybů očních bulbů (střed obrazovky, nahoru, dolů, vpravo, vlevo, nahoru-vlevo, dolů-vlevo, nahoru-vpravo, dolů-vpravo) a je založen na bezdrátovém připojení k PC pomocí bluetooth v2.0+ (přenosová rychlost 115.200 bps¹⁸). Díky tomu je přístroj snadno přenositelný a rychlý.

Na získání signálu bylo použito pět suchých elektrod (dva páry horizontálních a vertikálních elektrod a jedna referenční). Suché elektrody nepotřebují vodivý gel na přechodu kůže – elektroda.

¹⁸ Bit per sekund: objem přenesené informace za jednotku času

Signál je předzpracován pomocí zesilovače, který má zesílení 5,5 V a zároveň odmítá souhlasné napětí¹⁹. Microprocessor převede signál do digitální podoby (vzorkovací frekvence 256 Hz) a ten je poté přenesen do PC pomocí bezdrátového bluetooth modulu. Systém vyhodnotí logické kombinace dle očního pohybu a provede požadovaný pohyb, Obr. 10.

Vytvořená hra (viz Obr. 11) využívá pohybů očních bulbů uživatele, program vyhodnotí pozici a postavička na toto pole hodí míč. Systém je velice přesný a s menším tréninkem dosahoval 100% přesnosti. Spektrum využití programu je velké, od měření reakce, kdy zadavatel řekne číslo a uživatel co nejrychleji na dané pole musí hodit míč, až po rehabilitační účely. Je vhodný také pro děti, protože jeho ovládání je jednoduché.

V budoucnu se program může rozrůst o algoritmus, který by automaticky zvýrazňoval různá pole. Uživatel by tím měl omezený čas na zaměření cíle. To by zvětšilo rozsah jeho potenciálních uživatelů.



Obr. 11 Vytvořená baseballová hra [16]

Název: A Fast Center of Pupil Detection Algorithm for VOG-Based Eye Movement Tracking

Autoři: KIM, S.I., J.M. CHO, J.Y. JUNG, S.H. KIM, J.H. LIM, T.W. NAM a J.H. KIM

Publikováno: Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the

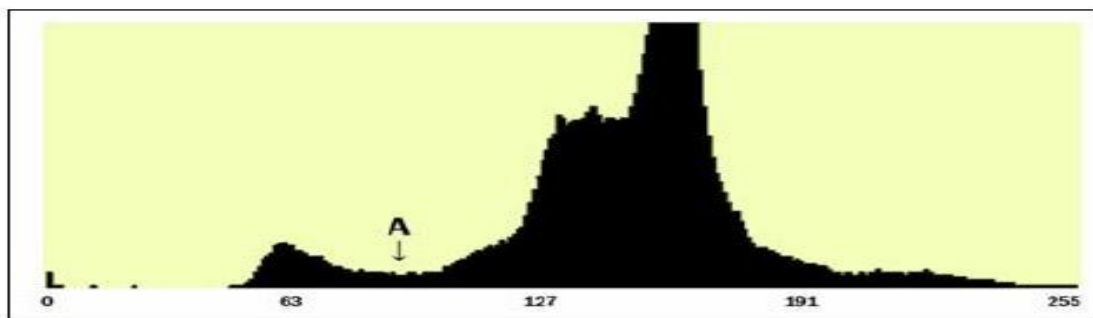
V této práci autoři využívají metody VOG k detekci zornice²⁰. Informace získané z pohybu zornice jsou využity v různých oborech, například: rehabilitační léčba, diagnóza a léčba očních nemocí, měření lidské inteligence.

K zachycení očního obrazu byla použita CCD kamera. Algoritmus na zpracování očního obrazu byl vytvořen v programu Visual C++. Velikost výsledného obrazu je 640 x 480 pixelů. Kamera přenese obraz do PC, kde je pomocí algoritmu upraven a poté se na obrazovce zobrazí konečný výsledek.

¹⁹ Souhlasné napětí: část vstupních napětí, jaké jsou mezi každou ze vstupních svorek a referenčním bodem.

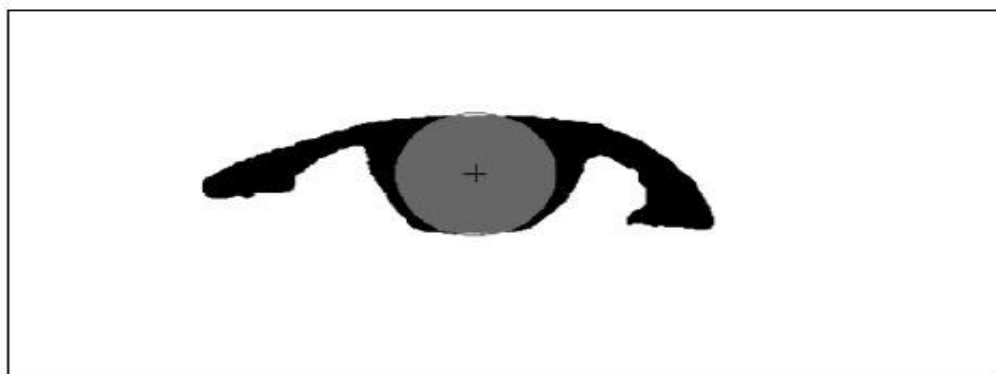
²⁰ Zornice: část oka, uložená ve střední části duhovky.

Program jako první vytvoří histogram, který zobrazuje závislost pixelové intenzity na jejich počtu. Pomocí filtrace se určí prahová hodnota (první prohlubeň, Obr. 12), která se dá následně měnit.



Obr. 12 Histogram pro zachycený oční obraz. 'A' zobrazuje prahovou hodnotu [17]

Pomocí obrazových úprav se odstraní nečistoty (např. oční řasy). Program vytvoří na největší černé ploše koncentrický kruh, který zároveň odstraní světelný odraz. Na něm systém postupně porovnává prahové hodnoty a při shodě jednoho z kruhů s hledanou hodnotou se tento kruh zobrazí jako centrum zornice, Obr. 13.



Obr. 13 Hledaný střed zornice [17]

Systém se zatím neuplatňuje v praxi. Jedním z důvodů je jeho neschopnost rozeznat zornici při silnějším světle (vznikají světelné odrazy). Taktéž ji nerozezná při přivřeném oku. Proto se využívají jiné metody, které jsou přesnější. Autoři se neustále snaží algoritmus zdokonalovat, ale doposud se jim nepodařilo dosáhnout uspokojivých výsledků.

Název: EOG controlled mobile robot using Radial Basis Function Networks

Autoři: Cinar, E, Sahin, F.

Publikováno: Soft Computing, Computing with Words and Perceptions in System Analysis, Decision and Control, 2009. ICSCCW 2009. Fifth International Conference on

Tato práce využívá zpracování EOG signálu k ovládání mobilních robotů. Systém je důležitý pro výzkumné obory, například pomocná robotika. Používání pomocných přístrojů (kolečkové křeslo)

s použitím jen pohybu očních bulbů, je vhodné pro pacienty s poruchou míchy. Vědci v této práci vytvořili systém pro ovládání mobilního robota Amigobot, který má napodobovat funkci kolečkového křesla.

Systém využívá dvě elektrody na snímání horizontální polohy očního bulbu (k ovládání směru mobilních robotů) a jednu referenční, umístěnou na čele probanda. Ke zpracování původního signálu byl použit filtr dolní propust. Signál i po odfiltrování obsahuje šum. Proto tvůrci používají učicí algoritmus RBFN²¹, který nejlépe sedí na vytvořený systém. Algoritmus převede vstupní hodnoty do více dimenzního prostoru, aby na nich mohl provést lineární separaci. RBFN má dva vstupy a tři binární výstupy. Podle polohy očních bulbů algoritmus uloží požadovaný pohyb a poté robot může provést daný úkol. Tabulka 2 ukazuje kombinaci binárních čísel v závislosti na vykonávaném pohybu.

Network Output	Class
000	Center
001	Center-Left
010	Left-Left
011	Left-Center
100	Center-Right
101	Right-Right
110	Right-Center
111	Undefined

Tabulka 2 Klasifikace výstupních hodnot RBFN algoritmu [18]

Každý nový proband musí podstoupit trénink se systémem, aby si zvykl na ovládání a algoritmus co nejlépe vyhodnocoval jeho oční pohyby. V budoucnu by algoritmus mohl být vytrénován pro jednu osobu. To by znamenalo, že daný proband by mohl pomocí brýlí se zabudovanými elektrodami ovládat mobilní roboty bez nutnosti tréninku.

Systém může ulehčit život lidem s poraněním míchy nebo jiným handicapem. Cena systému není vysoká a jeho velké spektrum využití mu zajišťuje možnost využití v běžné praxi.

Název: EOG signal detection for home appliances activation

Autoři: Harun, H., Shah Alam, Mansor, W.

Publikováno: Signal Processing & Its Applications, 2009. CSPA 2009. 5th International Colloquium on

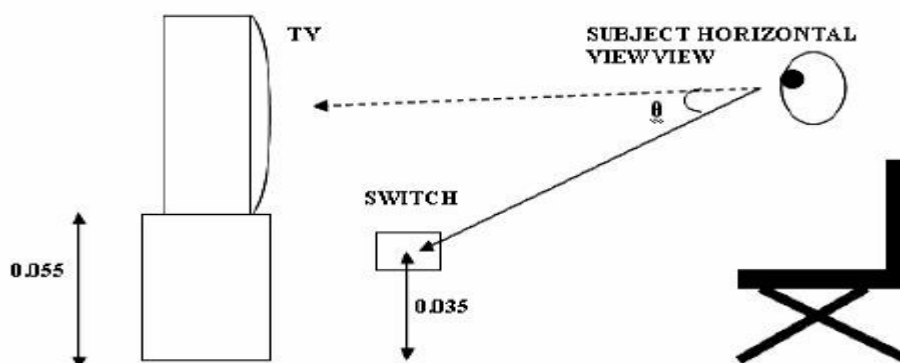
Tato práce pojednává o využití EOG signálu při zapínání domácích spotřebičů. Systém je vhodný pro handicapované pacienty, kteří bývají část dne sami doma. Autoři se zaměřili na problematiku zapínání televize z různých úhlů vytvořeného obývacího pokoje. K zapnutí televize se musí proband dívat nejdříve na ni a poté na spínač, který je níže. K zapnutí musí tento pohyb vykonat celkem třikrát, aby se předešlo detekci mylných pohybů očních bulbů. Vytvořené pracoviště lze vidět na Obr. 14.

²¹ RBFN: Radial basis function networks

Umístění elektrod je podobné jako na Obr. 6. Signál z elektrod byl získán pomocí KL-75004 EOG modulu, ve kterém byla provedena i veškerá úprava signálu. Síťové napětí 50 Hz bylo pomocí pásmové zadržky odfiltrováno. Filtrování propust bylo nastaveno na frekvence od 0.05 Hz do 30 Hz. Algoritmus na detekci vrcholů byl naprogramován tak, aby co nejlépe našel maxima a minima signálu. Proto byla prahová hodnota signálu nastavena na 1 mV. Algoritmus automaticky detekuje tři druhy pohybů očních bulbů (z televize na spínač a poté zpátky na TV).

Probandi postupně zkoušeli zapínat televizi z různých úhlů a vzdáleností. To dokázalo, že úhel pohledu závisí na velikosti amplitudy signálu (čím menší úhel, tím menší amplituda). Dokázalo se, že není velký rozdíl v amplitudě, pokud proband stojí nebo sedí. Tudiž amplituda signálu není závislá na výšce probanda.

Systém zatím obsahuje jen část na zapínání televize. Autoři v budoucnu chtějí dopracovat vypínací část, kdy by se proband díval ze spínače na televizi k provedení příkazu. Úspěšnost systému je 92 %, proto může v budoucnu pomoci handicapovaným pacientům s ovládáním různých domácích přístrojů.



Obr. 14 Umístění televize a spínače [19]

Název: ECG, EOG detection from helmet based system

Autoři: Yun Seong Kim, Haet Bit Lee, Jung Soo Kim, Hyun Jae Baek

Publikováno: Information Technology Applications in Biomedicine, 2007. ITAB 2007. 6th International Special Topic Conference on

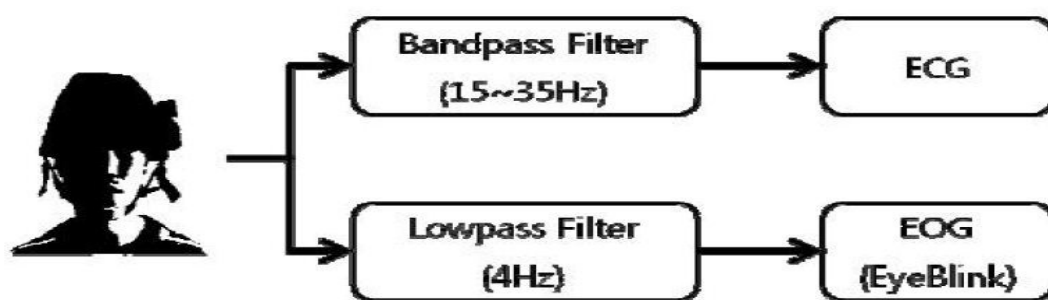
Zpracování EOG signálu v této práci autoři využívají k vytvoření přilby, která bude schopná měřit únavu a zároveň EKG²². Helma je určena pro vojáky nebo zaměstnance pracující pod velkým tlakem (hasiči, policisté). Úkolem přilby je rozpoznat únavu uživatele měřením periody očního mrknutí a také pořádit elektrokardiogram. Tento systém může pomoci předejít chybám, které může způsobit únavu pracovníků.

²² EKG: elektrokardiogram, záznam časové změny elektrického potenciálu způsobeného srdeční aktivitou

Přilba obsahuje měděnou pásku o délce 3 m, jejíž součástí jsou snímací suché elektrody. Jedna z nich je v čelence a přikládá se na levý spánek. Druhá je připevněna na popruhu kolem čelisti. Filtr typu pásmová propust (hodnoty mezi 15–35 Hz) byl použit k filtrování původního signálu pro získání co nejčistšího EKG. Filtr typu dolní propust, který měl mezní frekvenci 4 Hz, byl použit k získání křivky očního mrknutí (ze které program vyhodnotí, kdy proband mrkne). Obr. 15 zobrazuje základní koncept detekce EOG a EKG.

Probandi byli testováni po dobu 10 min, kdy měli za úkol sedět a dívat se na obrazovku počítače. Výsledky před a po měření byly porovnány k získání přehledu o závislosti únavy na očních pohybech (rychlost zavírání víčka, čas do dalšího mrknutí). Časy před a po měření se lišily v rámci ms (v krajních případech až sekund). Zjištění únavy pomocí EOG je tedy možné. Zaregistrovat oční mrknutí je obtížný úkol, proto bylo testování provedeno v ideálních podmínkách (proband se díval upřeně na jedno místo).

Systém zatím není dokonalý a využívat se dá pouze v klidných podmínkách. Cena přilby a dalšího příslušenství není finančně náročná, což je jeden z mnoha důvodů, proč by se měl systém v budoucnu vylepšovat.



Obr. 15 Základní schéma pro detekci EOG a EKG signálu [20]

Název: EyePhone: A mobile EOG-based Human-Computer Interface for assistive healthcare

Autoři: Hung, A., Kesten, E., LaTulipe, D., Zhanpeng Jin

Publikováno: Neural Engineering (NER), 2013 6th International IEEE/EMBS Conference on

Tato práce pojednává o využití EEG signálu pro ovládání mobilního telefonu. Autoři používají EEG helmu k zaznamenání obličejových a očních pohybů. Systém je určen pro starší občany, kteří žijí sami a v případě nehody by si mohli pomoci pohybem hlavy a očních bulbů zavolat pomoc.

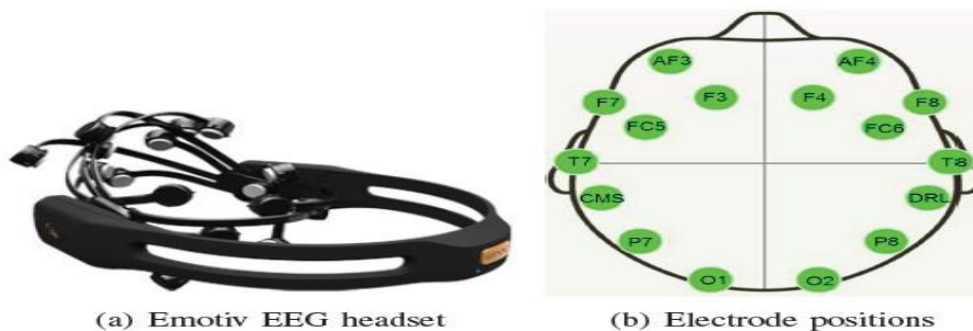
EEG helma obsahuje elektrody k zaznamenání pohybu očních bulbů (EOG signálu), Obr. 16. K odstranění šumu a artefaktů byla použita Waveletova transformace. Dále byl použit median filtr²³ k odstranění zbylého šumu. Systém rozeznává tyto pohyby: sevření čelisti, mrknutí (levého nebo pravého oka), pohled vlevo a vpravo.

²³ Median filtr: nelineární digitální filtrace

Pro použitý mobil Samsung Galaxy S3 Android smartphone byla vyvinuta aplikace, která umožňuje uživateli pomocí pohybu očních bulbů použít tísňové volání, nebo emulátor myši (pohyb po telefonu). EEG helma je propojena s počítačem pomocí přístroje dongle²⁴, který převede data do PC, kde se provedou požadované úpravy signálu. Z PC pomocí bluetooth modulu se signál propojí s mobilním telefonem a podá mu požadovaný příkaz. K tísňovému volání musí uživatel vybrat danou funkci a poté sevřít čelist na 2 sekundy, díky čemuž systém automaticky zavolá pomoc.

Probandi testovali systém v různých podmínkách a objevili jeho velká negativa. Při chůzi přístroj bere každý otřes jako mrknutí oka, tudíž se tento pohyb nedá při této aktivitě vyhodnotit. Dalším negativem je nutný PC k přenosu signálu. To autoři chtějí vylepšit nainstalováním bluetooth modulu do EEG helmy.

V budoucnu chtějí autoři elektrody umístit do brýlí, díky čemuž by byl systém uživatelsky přijatelnější. Další překážkou je výdej energie při bezdrátovém přenášení signálu. I přes tyto problémy je systém velkým příslibem do budoucna.



Obr. 16 a) EEG helma, b) pozice elektrod, AF3, AF4, F7, F8 snímají oční a obličejové pohyby [21]

3.3 Závěr rešerše

Jedním z výsledků rešeršní práce je mimo jiné i skutečnost, že EOG je v současnosti hodně využívána ke snímání elektrofyziologických signálů k určení spánkových poruch, nebo spánku samotného [23],[24]. V článku [25] vědci vytvořili masku na spaní, která obsahuje vestavěné EOG elektrody k měření stupně spánku i jeho kvality. Tento systém je vhodný pro domácí snímání a má výhodu oproti podobným systémům [26], že si uživatel může masku navléknout sám.

Dalším výsledkem rešerše bylo možné porovnání elektrookulografie s jinými metodami. Každá metoda má své výhody a nevýhody, proto nelze jednoznačně určit, která je nejlepší. Pracovník musí určit, která metoda mu v dané situaci nejvíce vyhovuje. Je nutné vzít v potaz, co od dané metody očekává, musí brát ohled na vzorkovací frekvenci, úhlovou přesnost a další aspekty.

²⁴ Dongle: malý hardware (podobný USB flash disku), který zprostředkovává další funkce pro audio, film, bluetooth připojení.

VOG je největší konkurent EOG. VOG je metoda rovněž vhodná pro dlouhodobé snímání, je přesnější než EOG, ale realizace je podstatně dražší než u EOG. Další metody k měření očních pohybů jsou magnetookulografie a IROG.

Pro bakalářskou práci byly přínosné informace o technických aspektech, získané z článků [12],[14],[16]. Rovněž informace o dalších metodách na měření pohybu očních bulbů, [17]. Z článku [15] byly využity informace o vztahu mezi očními pohyby, detekovanými pomocí EOG. Z článku [13] byly přínosné informace o zpracování EOG signálu v programovacím jazyku LabVIEW, který byl použit pro vytvoření softwaru na ovládání světelného terče.

4 Návrh a realizace měřicího řetězce

EOG signál patří do skupiny biologických signálů (původ v živém organismu). Pro snímání těchto signálů se využívá vhodného frekvenčního pásma (podle místa snímání). Biologický signál měřený na uživateli má velmi malou amplitudu (v mV) a obsahuje rušení z pohybových artefaktů. Proto je signál nutné prvně zesílit na odpovídající úroveň a poté potlačit rušivé složky signálu.

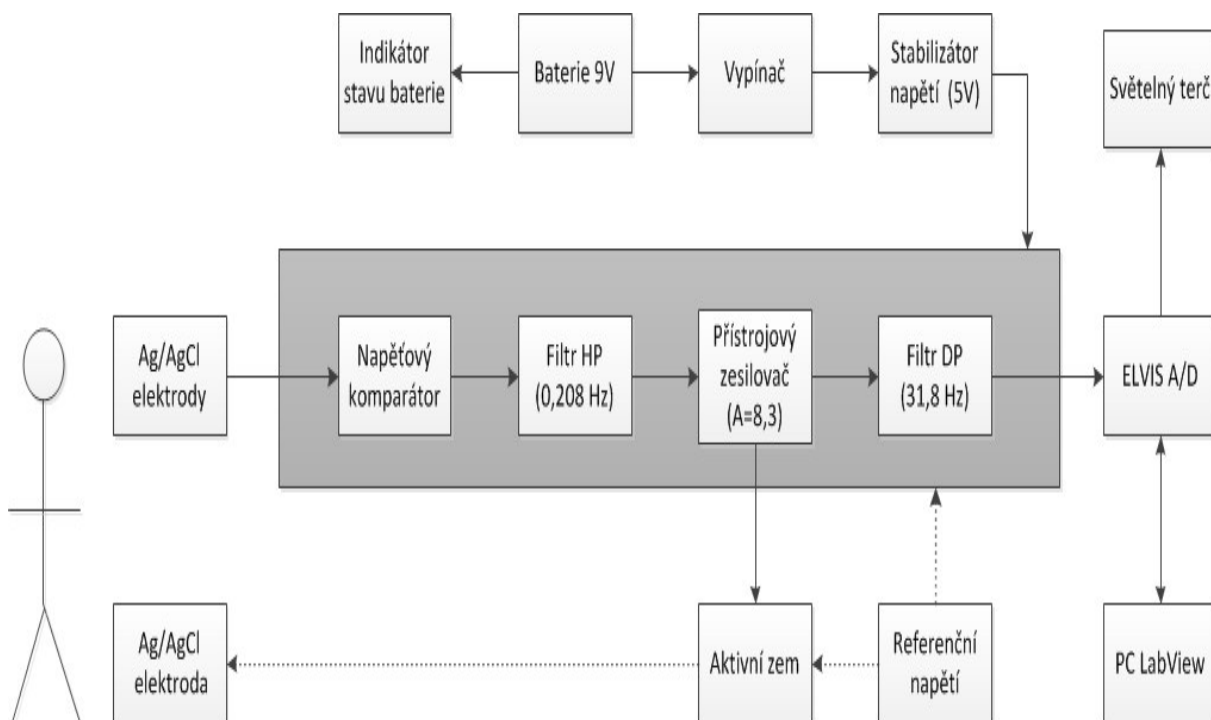
V této kapitole je popsáno hardwarové řešení EOG přístroje, hlavně analogové předzpracování signálu. Inspiraci k návrhu měřicího řetězce byl vytvořený EKG předzesilovač [27], který byl upraven pro potřeby snímání EOG.

Jako první bylo provedeno testování navrženého zapojení na nepájivém poli, kde se snímal jen jeden kanál. Po ověření funkčnosti řetězce došlo k jeho zpracování v programu EAGLE 7.5.0, kde byla také navržena deska plošných spojů (DPS). Schéma bylo navrženo pro snímání dvou kanálů najednou (vertikální i horizontální) z důvodu usnadnění práce (netřeba vyrábět dvě DPS).

K snímání EOG signálu byly použity povrchové nalepovací elektrody Ag/AgCl, které byly k DPS připojeny stíněným jednožilovým koaxiálním kabelem. Stíněný kabel má vodič obalený izolační vrstvou, díky čemuž nedochází ke znehodnocení signálu rušivými faktory.

4.1 Popis měřicího řetězce

Blokové schéma měřicího řetězce lze vidět na Obr. 17. V této kapitole jsou blíže popsány jednotlivé bloky schématu.



Obr. 17 Blokové schéma celého měřicího řetězce

4.1.1 Napět'ový komparátor, filtr horní propust

Napět'ový komparátor je tvořen operačním zesilovačem (ve schématu IC1A). Toto zapojení se nazývá napět'ový sledovač²⁵ a také jako převodník impedance kvůli vysokému vstupnímu a malému výstupnímu odporu. Používá se pro převod napětí ze zdroje s vysokým vnitřním odporem na malou vstupní impedanci. U povrchových Ag/AgCl elektrod se vyskytuje maximální odpor rozhraní elektroda-kůže až 100 kΩ, proto musí mít zesilovač co největší vstupní odpor (v MΩ). Přechodový odpor elektrod je odstraněn díky velké vstupní impedanci.

Napět'ový sledovač je zapojen v neinvertujícím zapojení a zesílení je rovno 1. Hodnota výstupního napětí se blíží hodnotě snímané elektrodami.

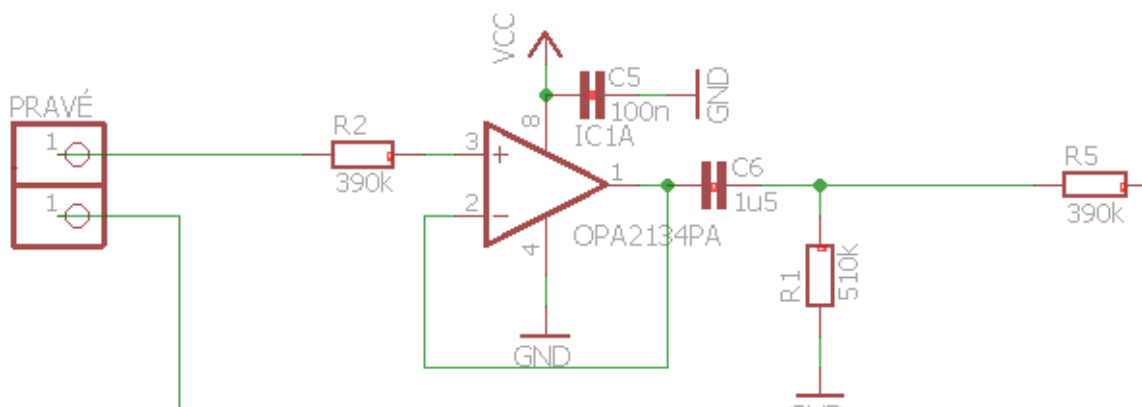
Zapojení s napět'ovým sledovačem je na Obr. 18. Kondenzátor C5 slouží k vyhlazení napět'ových špiček z napájení. Piny slouží k připojení elektrod.

Odpor R5 slouží jako ochranný rezistor na vstupu do přístrojového zesilovače.

Kondenzátor C6 tvoří společně s rezistorem R1 pasivní filtr typu horní propust. Mezní kmitočet je roven 0,208 Hz získaný díky vztahu (1). Tento filtr slouží k odfiltrování pohybových artefaktů.

$$f = \frac{1}{2 * \pi * C * R} \quad (1)$$

$$f_{HP} = \frac{1}{2 * \pi * 1,5 * 10^{-6} * 510 * 10^3} = 0,208 \text{ Hz}$$



Obr. 18 Vstupní zesilovač a filtr horní propust

4.1.2 Diferenční zesilovač

Jako diferenční zesilovač byl zvolen zesilovač typu INA126P. Z katalogového listu bylo převzato a upraveno doporučené zapojení [27], které je na Obr. 19.

²⁵ Napět'ový sledovač: Napětí na vstupu sleduje napětí na výstupu

Přístrojový zesilovač je diferenční (rozdílový) s uzavřenou smyčkou zpětné vazby. Jeho vlastností je zesilování rozdílu přivedených vstupních napětí a potlačení souhlasného napětí přivedeného na jeho vstupy. Má velmi malou vstupní nesymetrii²⁶, vysoký CMMR²⁷ činitel.

Zesílení přístrojového zesilovače bylo zvoleno na hodnotu 8,3. Tato nízká hodnota zesílení brání přesycení zesilovače stejnosměrným napětím elektrod. Zesílení obvodu se dá nastavit rezistorem R9 a je dáno vztahem (2).

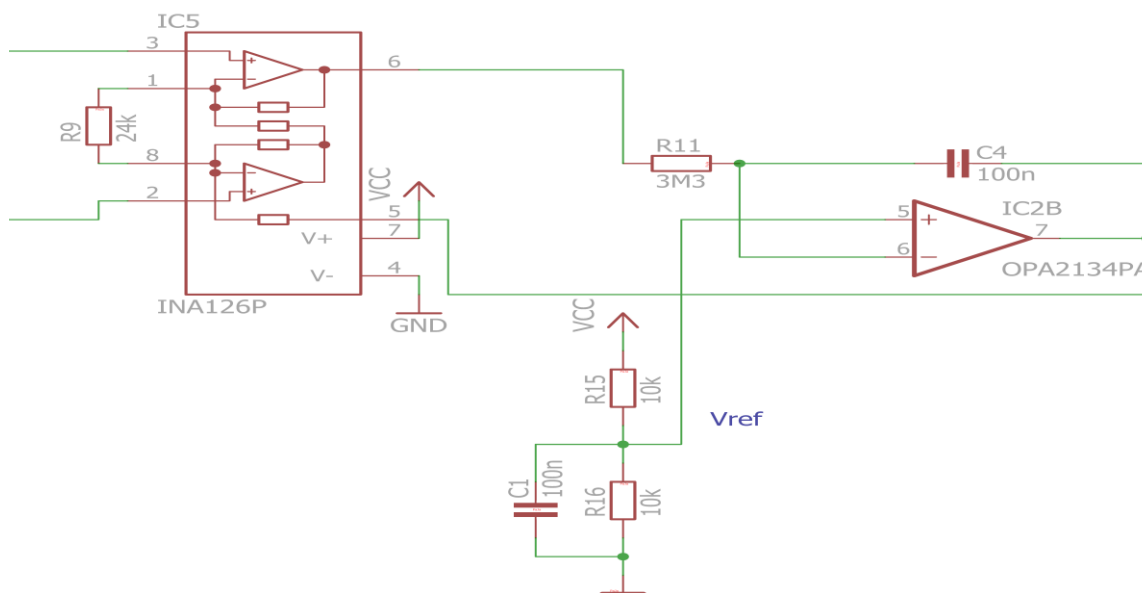
$$G_{INA126p} = 5 + \frac{80 \text{ k}\Omega}{R9} \quad (2)$$

$$G_{INA126p} = 5 + \frac{80 \text{ k}\Omega}{24 \text{ k}\Omega} = 8,333$$

Aby měl zapojený diferenční zesilovač co největší rozkmit, byl stejnosměrný pracovní bod nastaven na polovinu napájecího napětí (2,5 V). Operační zesilovač IC2B nastavuje hodnotu stejnosměrné složky na výstupu diferenčního zesilovače. Tento zesilovač spolu s R11 a C4 tvoří filtr typu dolní propust, která podle vztahu (1) propustí frekvence pod 0,48 Hz.

$$f_1 = \frac{1}{2 * \pi * 3,3 * 10^6 * 100 * 10^{-9}} = 0,48 \text{ Hz}$$

Rezistory R10 a R11 spolu s C1 (slouží k vyhlazení) tvoří napěťový dělič, který nastavuje referenční napětí $V_{REF} = U_{CC}/2$. Výstupní EOG signál se bude pohybovat kolem nastaveného referenčního napětí, což umožní co největší rozkmit.



Obr. 19 Přístrojový zesilovač

²⁶ Vstupní nesymetrie: napětí, které při přivedení na vstup způsobí nulové napětí na výstupu

²⁷ CMMR- Common mode rejection ratio, poměr zesílení souhlasného signálu k šumu

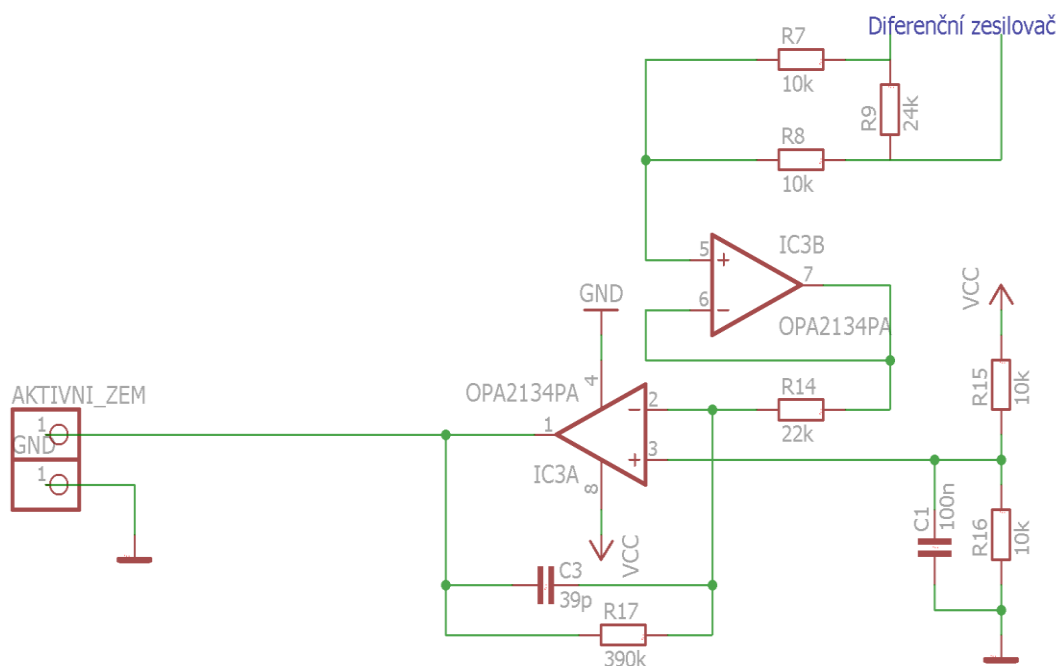
4.1.3 Aktivní zem

Další součástí měřicího řetězce je aktivní zem, která je tvořena zesilovači IC3B a IC3A. Na rezistorech R7 a R8 dojde ke zprůměrování signálů, zanikne rozdílová složka a zůstane jen rušivá soufázová. Tato složka je přivedena na neinvertující zesilovač IC3B (slouží jako napětěvý sledovač), kde dochází k impedančnímu přizpůsobení. Dále jde signál přes odpor R14 na invertující zesilovač IC3A, kde dojde k otočení polarity signálu. Ten je poté přiveden na pacienta, tak vznikne referenční bod, vůči kterému je snímána měnící se složka signálu. Operační zesilovače jsou napájeny V_{REF} , aby měly co největší rozkmit. Proto je V_{REF} přivedeno na neinvertující vstup IC3A.

Obvod aktivní země je záporná zpětná vazba, která slouží k potlačení soufázové složky na vstupu napětěvého sledovače. Tento obvod je na Obr. 20.

Zesilovač IC3A společně s R17 a C3 tvoří filtr typu dolní propust. Podle vztahu (1) je mezní kmitočet roven 10,463 kHz. Úkolem C3 je snížit zesílení aktivní země na vysokých kmitočtech.

$$f_2 = \frac{1}{2 * \pi * 390 * 10^3 * 39 * 10^{-12}} = 10,463 \text{ kHz}$$



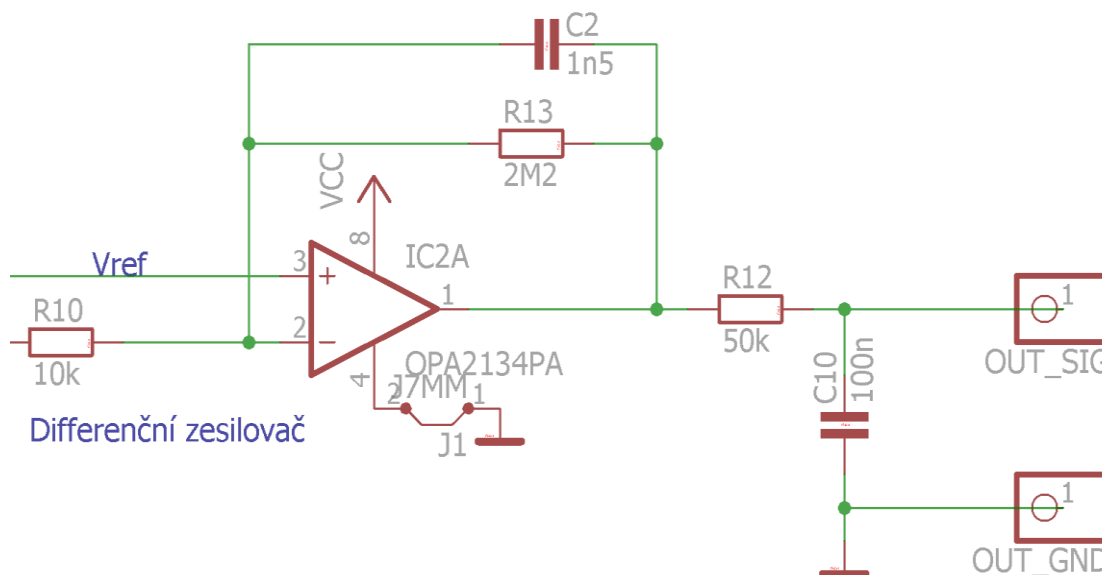
Obr. 20 Aktivní zem

4.1.4 Aktivní filtr typu dolní propust

Signál z diferenčního zesilovače jde přes R10 na invertující vstup zesilovače IC2A, který společně s R13 a C2 tvoří aktivní filtr typu dolní propust. Podle vztahu (1) byla vypočtena mezní frekvence na 48 Hz. Tento filtr odstraňuje rušivé síťové frekvence.

$$f_{DP} = \frac{1}{2 * \pi * 2,2 * 10^6 * 1,5 * 10^{-9}} = 48 \text{ Hz}$$

R12 společně s C10 tvoří filtr typu dolní propust, který slouží k vyhlazení signálu. Hodnota dle vztahu (1) byla nastavena na 31,8 Hz. Při testování na nepájivém poli se tato hodnota jevila jako nejvhodnější.



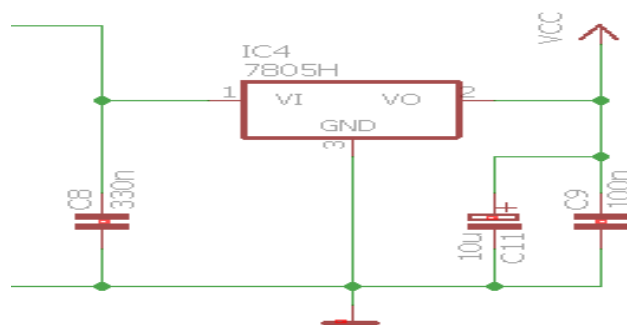
Obr. 21 Aktivní filtr typu dolní propust

4.1.5 Napájení obvodu

Navržený EOG přístroj potřebuje pro svou správnou činnost stabilizované napětí 5 V. Pro napájení byla použita 9 V baterie, stabilizátor napětí stabilizuje výstupní napětí na hodnotu přibližně 4,9 V. Zapnutí přístroje indikuje rozsvícená zelená LED dioda. K celému napájecímu obvodu je připojen indikátor stavu baterie, který při poklesu napětí pod 6 V rozsvítí červenou LED diodu pro indikaci výměny baterie.

4.1.5.1 Stabilizátor napětí

Stabilizátor napětí je součástka, která nastavuje na výstupu konstantní napětí bez ohledu na napěťové změny na vstupu. V zapojení se nachází stabilizátor napětí 7805-TO220, který nastavuje konstantní napětí v obvodu na 5 V. Kondenzátory C8, C11 a C9 slouží jako blokovací kondenzátory, které slouží jako krátkodobé zdroje energie při rychlé změně zatěžovacího proudu obvodu.

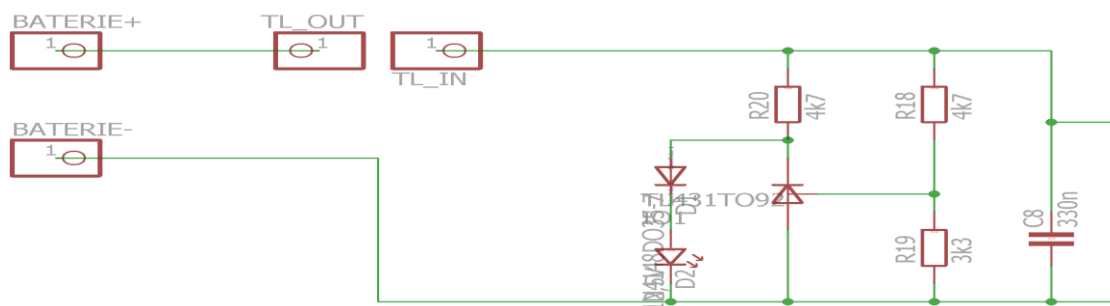


Obr. 22 Stabilizátor napětí, převzato z [31]

4.1.5.2 Indikátor stavu napětí baterie

Indikátor stavu baterie, Obr. 23, využívá TL431 obvod, který se chová jako zenerová dioda s nastavitelným napětím. Vnitřní referenci má TL431 2,5 V. Referenční napětí vytvořené napětovým děličem R18 a R19 je nastaveno na hodnotu 6 V. Anoda je připojena k zemi.

Když je napětí mezi referencí a anodou větší než 2,5 V, proud teče přes katodu a dojde ke zkratování diod. Pokud napětí klesne pod 2,5 V, proud poteče diodami a dojde k rozsvícení LED diody D2. [28]

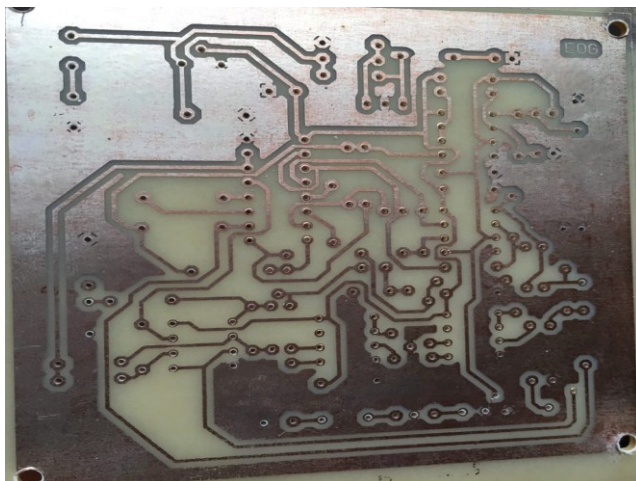


Obr. 23 Indikátor stavu baterie, převzato z [28]

4.1.6 Vytvoření světelného terče (binární dekodér)

Binární dekodér je logický kombinační obvod s n -adresovými vstupy a s 2^n výstupy, ze kterých je vždy jen jeden aktivní. Podle kombinace přivedené na vstupy se otevře jeden z výstupních kanálů.

Na Obr. 24 je zapojení 3-bitového binárního dekodéru 74HC/HCT238. Na vstup E3 je přivedeno napájecí napětí 5 V. Podle kombinace logických vstupů je napětí přivedeno na jeden z výstupů, čímž dojde k rozsvícení příslušné LED diody. Jaká LED dioda bude rozsvícena, závisí na logické kombinaci vstupu (A0-A2), viz Tabulka 3. Obvod je napájen z NI ELVIS II. Q1 je tranzistor typu P-MOSFET, který řídí tok napětí přiváděné na E3. Pokud je na vstupu tranzistoru logická nula, žádné napětí do vstupu E3 nepoteče a všechny LED diody jsou zhasnuty.

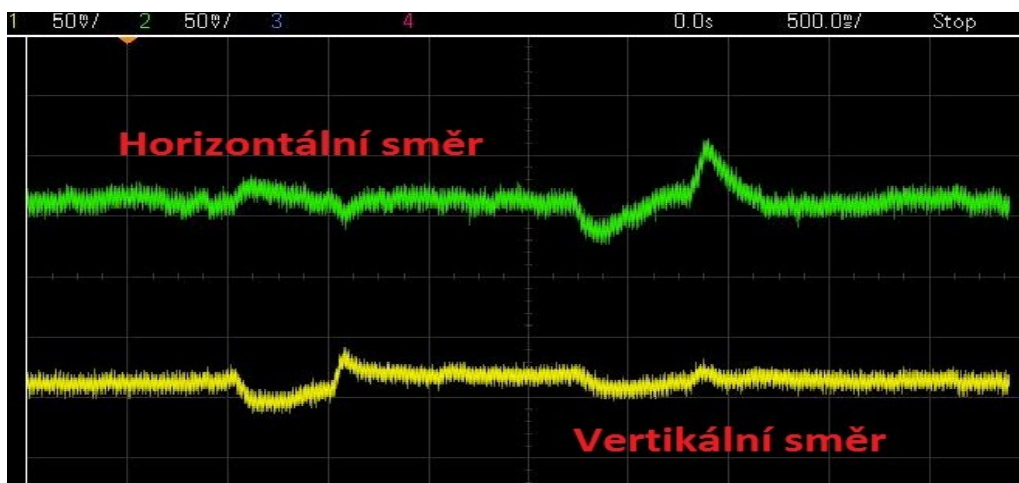


Obr. 25 Vyrobená DPS

4.3 Výstup analogové části

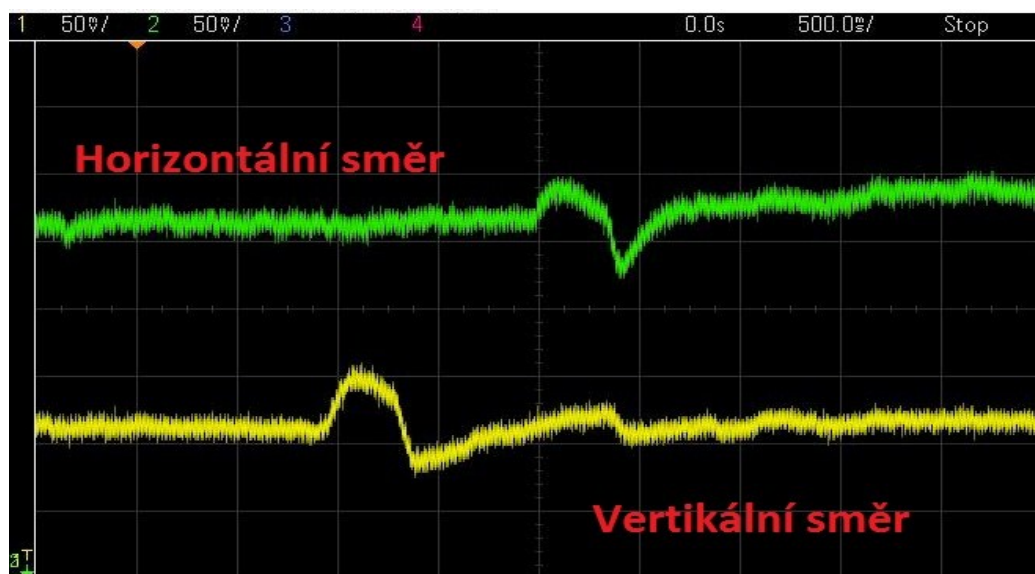
Vytvořený EOG přístroj byl nejprve otestován pomocí osciloskopu Agilent DSO X 3032A. Podle popisovaného zapojení EOG přístroj propouští frekvence od 0,208 do 31,8 Hz.

Na Obr. 26 lze vidět pohled dolů (žlutý signál) a pohled doleva (zelený signál). Byl proveden pohled s výchylkou 25° s následným návratem očí do výchozí pozice (0°).



Obr. 26 Výstup osciloskopu při pohledu dolů a vlevo o 25°. Graf znázorňuje závislost napětí na čase

Obr. 27 zobrazuje pohled nahoru (žlutý signál) a vpravo (zelený signál). Na Obr. 26 a Obr. 27 je viditelný překmit vůči stejnosměrné složce, který nabývá opačné amplitudy o přibližně stejné velikosti jako signál způsobený vychýlením očního bulbu. Vzniká, protože oko se při návratu do klidové polohy vychýlí o stejný uhel, ale s opačnou polaritou.



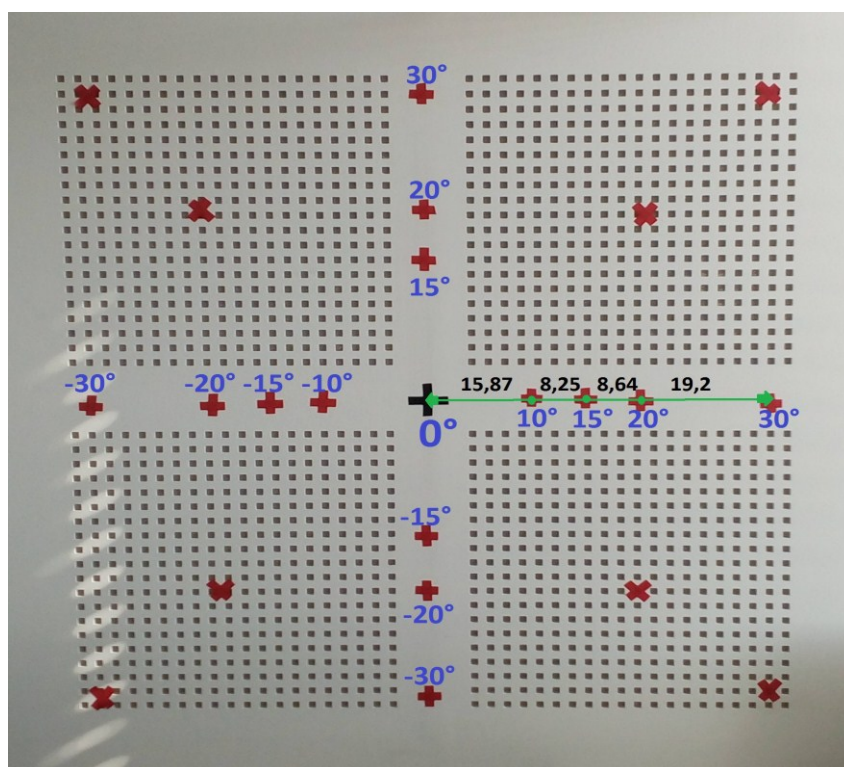
Obr. 27 Výstup osciloskopu při pohledu nahoru a vpravo o 25°. Graf znázorňuje závislost napětí na čase

5 Analýza naměřených dat

Data získaná prostřednictvím EOG přístroje bylo nutné analyzovat a zhodnotit. Cílem analýzy bylo zjistit, jaké minimální úhlové výchylky lze pomocí přístroje zaznamenávat. Vyhodnocená data slouží jako podklad pro zhotovení světelného terče.

5.1 Způsob měření

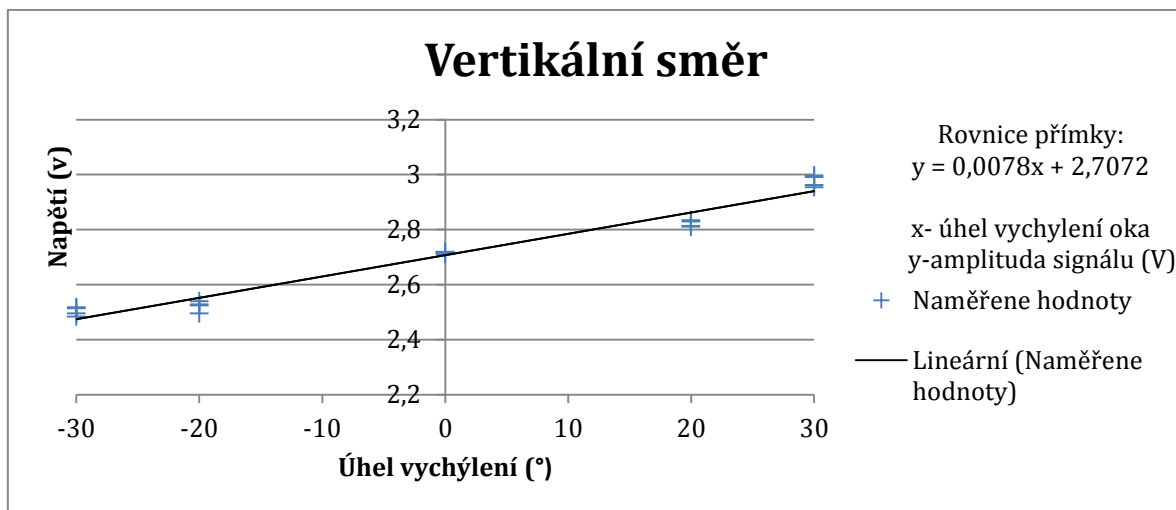
Měření pro vertikální směr bylo provedeno pro úhly 15° , 20° a 30° . Proband se díval na střed (nulová poloha), poté provedl požadovaný pohyb na danou značku a poté se vrátil zpět na 0° . Pro každý úhel byly provedeny 4 měření. Pro horizontální směr bylo provedeno měření pro úhly 10° , 15° , 20° , 30° . Na Obr. 28 je vytvořený cvičný terč. Značky umístěné úhlopříčně byly taktéž změřeny z důvodů zjištění závislosti mezi vertikálním a horizontálním směrem. Proband se na terč díval ze vzdálenosti 90 cm.



Obr. 28 Vytvořený terč pro analýzu dat

5.2 Práce s daty

Obr. 29 zobrazuje graf závislosti napětí na stupni vychýlení oka pro vertikální směr. Graf je proložen spojnici trendu a obsahuje také rovnici této přímky. Naměřená data jsou dobře přizpůsobena dané přímce, tudíž lze tvrdit, že mezi napětím a stupněm vychýlení očí je lineární závislost. Jedním z výsledků pro vertikální směr bylo zjištění, že přístroj detekuje pohyby s výchylkou větší než 20° .

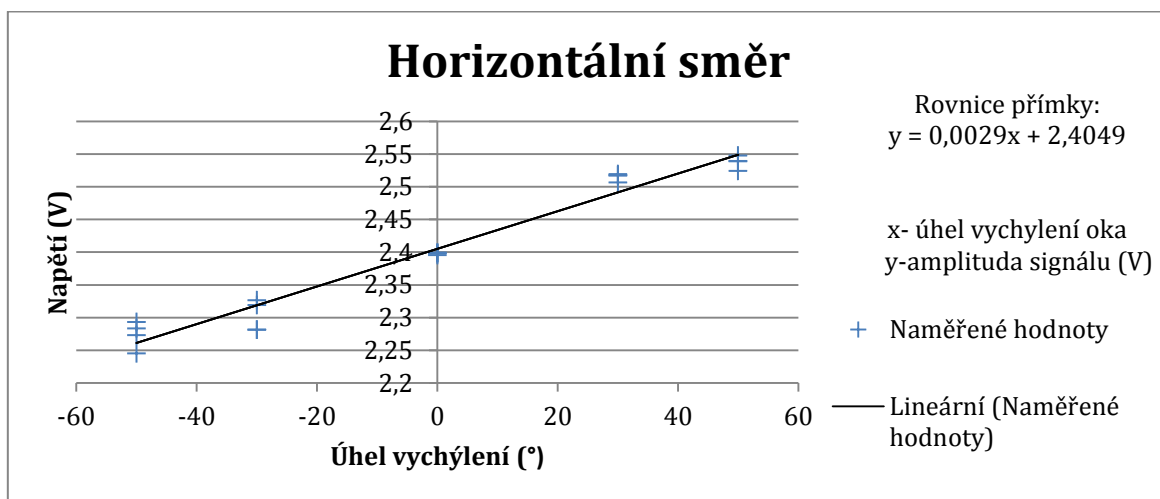


Obr. 29 Graf závislosti napětí na úhlu vychýlení oka pro vertikální směr

Obr. 30 zobrazuje graf závislosti napětí na stupni vychýlení oka pro horizontální směr. Stejně jako v případě vertikálního směru jsou naměřená data dobře přizpůsobena spojnicí trendu, tudíž se jedná o lineární závislost mezi napětím a stupněm vychýlení. Jedním z výsledků bylo, že pro horizontální směr přístroj detekuje pohyby s výchylkou větší než 20° . Menší výchylky nejdou od sebe dobře rozeznat, tudíž jejich měření není vhodné.

Pro měření bodů umístěných diagonálně bylo zjištěno, že vertikální i horizontální směr musí dosahovat přibližně stejné uhlové výchylky zároveň.

Tato analýza pomohla zjistit, v jaké vzdálenosti by měly být LED diody rozmístěny a taky pro jaké úhly měření nemá smysl. Potvrdila také teoretický základ, že závislost napětí na stupni vychýlení oka je lineárně závislá. Také bylo zjištěno, že jiný proband má pro každý úhel odlišné výstupní napětí. Z toho důvodu bude SW obsahovat kalibrační proces pro nastavení rovnice v závislosti na uživateli, který ho bude využívat.



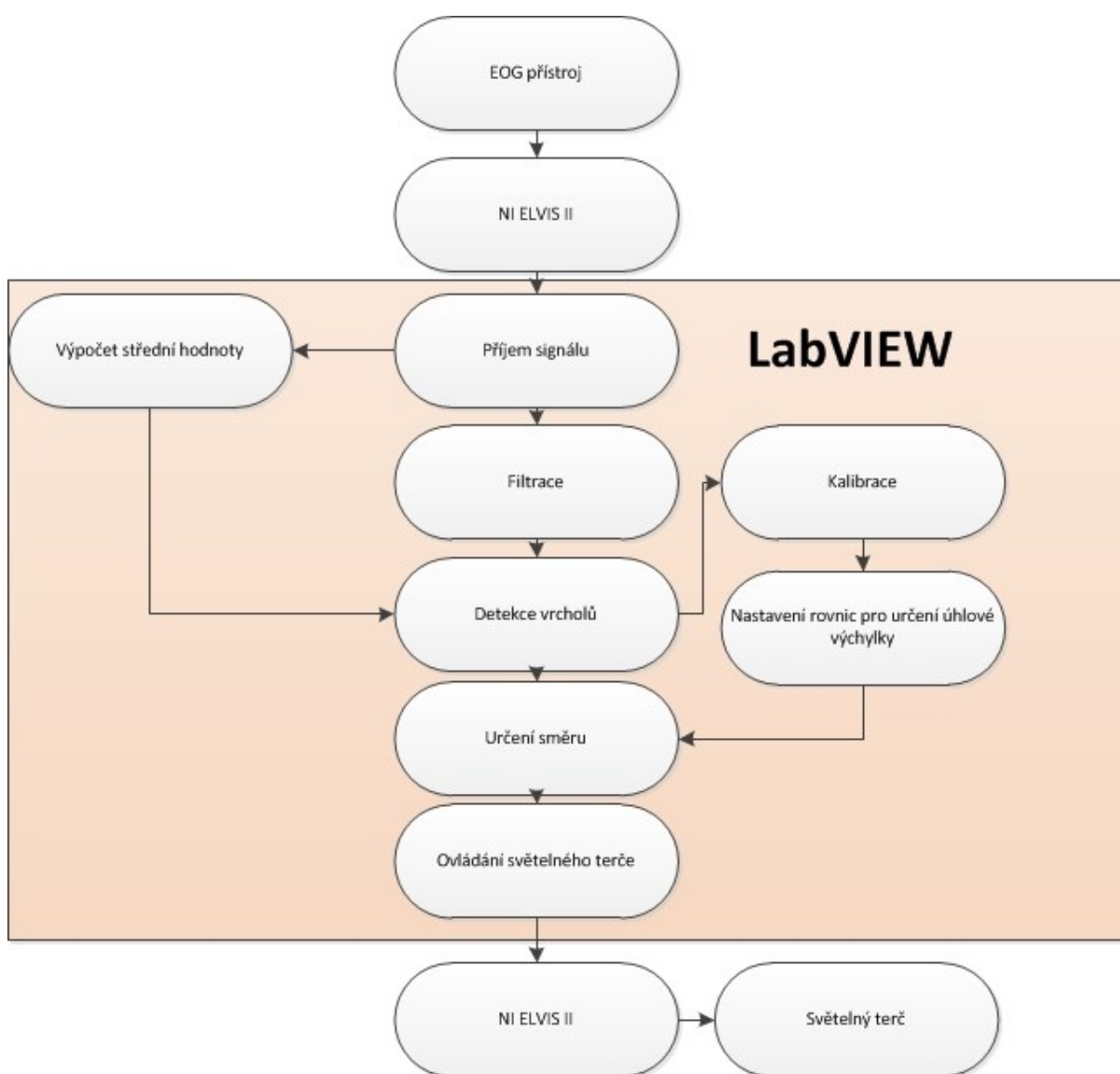
Obr. 30 Graf závislosti napětí na úhlu vychýlení oka pro horizontální směr

6 Návrh a realizace světelného terče v programu LabVIEW

Cílem bakalářské práce bylo vytvořit funkční aplikaci v programu LabVIEW 2013 od společnosti National Instrument, která umožní vizualizaci EOG signálu a také ovládání světelného terče složeného z LED diod. Součástí programu je také kalibrační část, zaměřena na výpočet úhlu vychýlení očí. Na začátku bylo nutné vytvořit blokové schéma programu, které je viditelné na Obr. 31.

Pro získání signálu byl použit A/D převodník NI ELVIS II, který obsahuje vstupy pro analogový signál. Pro ovládání světelného terče byl také použit NI ELVIS II, který dovoluje vysílání digitálních dat.

V této kapitole je popsána tvorba softwaru s popsáním nejdůležitějších částí programu.



Obr. 31 Blokové schéma softwaru

6.1 Vývojové prostředí LabVIEW

LabVIEW je software pro grafický návrh systémů a slouží k programování měřicích systémů, pro analýzu dat a také pro složitější operace (ovládání robotických končetin). Programy vytvořené v tomto prostředí se nazývají virtuální instrumenty (VI). Díky velkému množství knihoven, které jsou v prostředí obsaženy, jeho použití téměř nezná hranic.

Základní části každého VI je čelní panel a blokový digram. Čelní (front) panel tvoří uživatelské rozhraní aplikace. Obsahuje základní ovládací prvky, např.: tlačítko start a stop, číselné ovladače, spínače a LED diody. Blokový diagram obsahuje funkční prvky, které vykonávají jednotlivé operace programu.

6.2 Sběr dat z NI ELVIS II

Příjem dat je řízen pomocí knihoven DAQmx obsažených v programu LabVIEW. Jako první bylo nutné nastavit blok pro získání napěťového signálu z analogových vstupů. Dále pak maximální a minimální hodnoty na vstupu tohoto bloku, které byly nastaveny na 5 V a 0 V (rozsah vstupního napětí). Konfigurace kanálu byla nastavena jako differential (rozdíl signálů).

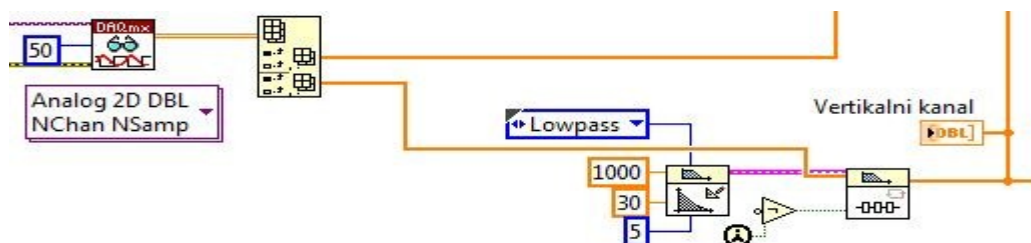
Dále bylo potřeba nastavit blok pro vzorkování signálů. Zvolený mód snímání je kontinuální a vzorkovací frekvence byla zvolena na 1 kHz (odpovídá vzorkovacímu teorému). Následuje blok pro zahájení měření. Předposlední blok slouží k nastavení způsobu čtení dat. V tomto bloku je nastaveno snímání analogového signálu z více kanálů a načítání jako 2D pole po 50 vzorcích. Za ním jsou data rozdělena do jednotlivých polí (vertikální a horizontální směr) pomocí bloku Index Array. Vše je viditelné na Obr. 32.

Poslední blok (DAQmx Clear Task.vi) po ukončení programu vymaže všechna měřená data, aby nedošlo k zahlcení paměti.

6.3 Filtrace signálu, výpočet střední hodnoty

Pro lepší práci se signálem a pro odstranění případných rušivých složek, bylo nutné provést digitální filtraci IIR filtrem²⁸. Filtr byl nastaven jako dolní propust s mezní frekvencí nastavenou na 30 Hz a vzorkovací frekvencí na 1 kHz. Řád filtru je pět. Vyfiltrovaný signál je zobrazen v bloku Waveform Chart (pro každý směr samostatný blok).

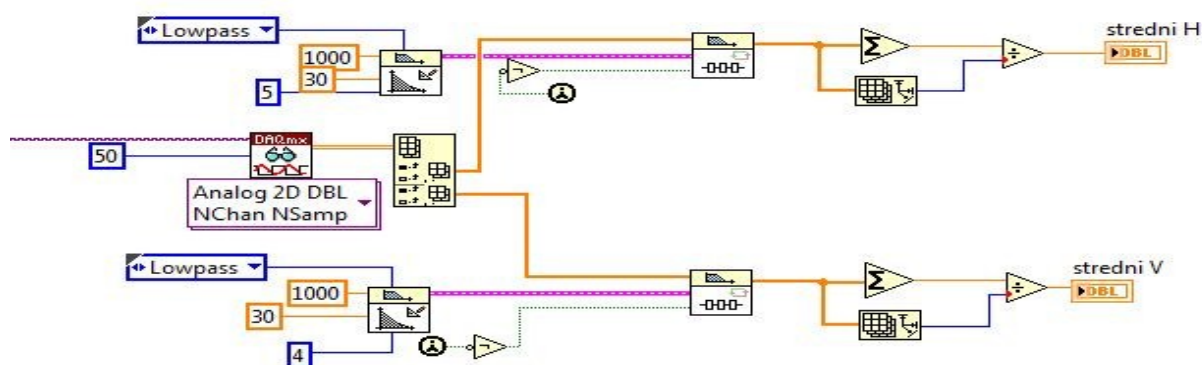
²⁸ IIR filtr: Filtr s nekonečnou impulzní odezvou



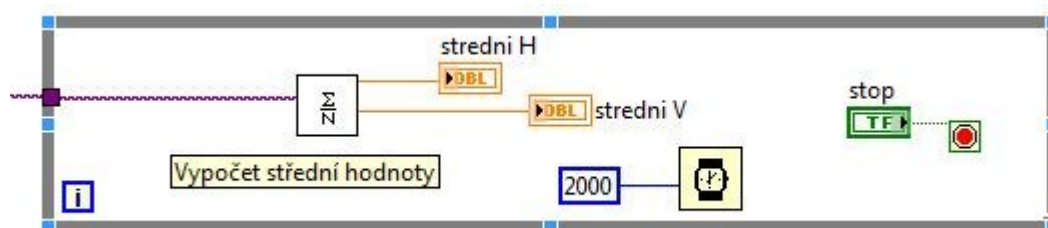
Obr. 32 Filtrace signálu

Stejnosečná složka signálu je nestabilní, proto bylo nutné vytvořit podprogram (SUB VI) na výpočet střední hodnoty signálu. Tento SUB VI je umístěn pod hlavní částí programu ve smyčce while, kde dochází k výpočtu střední hodnoty co dvě sekundy, Obr. 34. Díky tomu se mohou správně nastavit prahovací hodnoty pro detekci signálu, nezávisle na jeho posunu.

Na Obr. 33 je zobrazen blokový digram SUB VI pro výpočet střední hodnoty. Vyfiltrovaný signál jde do funkce Add Array Elements, kde dojde k sečtení všech prvků. Poté je tento výsledek vydělen délkou pole signálu, čímž vznikne střední hodnota.



Obr. 33 Výpočet střední hodnoty



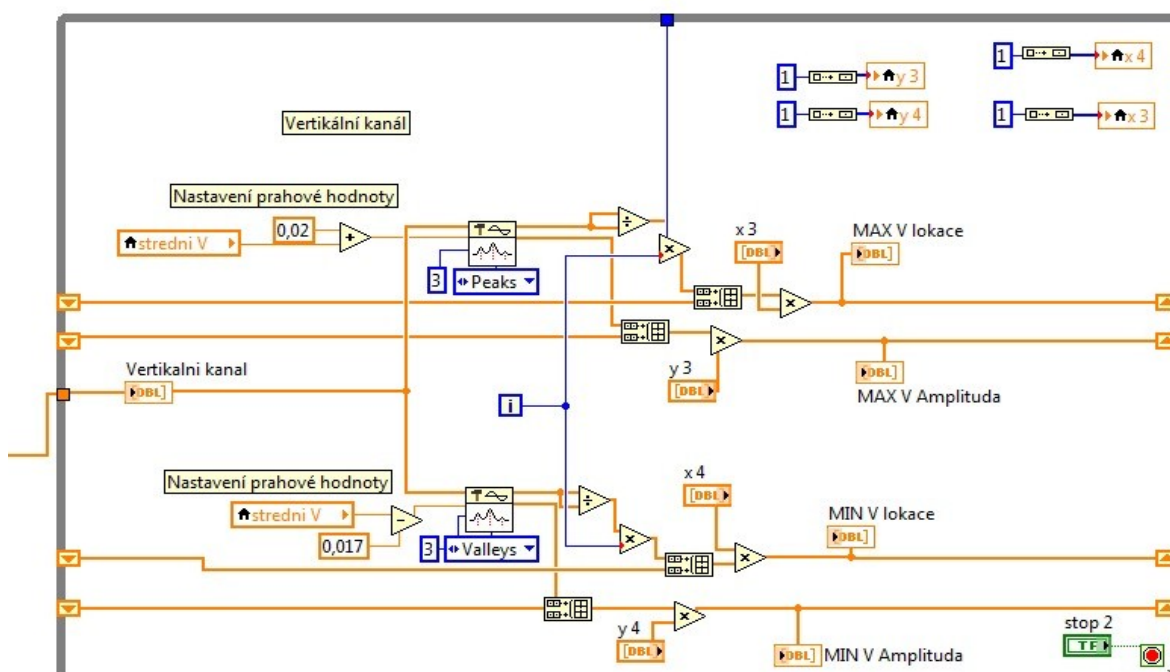
Obr. 34 Vytvořený SUB VI pro výpočet střední hodnoty

6.4 Detekce špiček signálu

Pro detekci kladných a záporných špiček signálu se používá blok Peak Detection. Když je nastavený na detekci Peaks, hledá kladné špičky, když na Valleys, tak záporné špičky signálů. Nejdůležitějším parametrem těchto bloků je prahová hodnota, odkud začne detekovat případné

napěťové špičky. Proto je na tento parametr přivedena střední hodnota, ke které je přičtena nebo od které je odečtena pevná konstanta k nastavení správné prahové hodnoty. Střední hodnota je přivedena jako lokální proměnná získaná ze SUB VI, Obr. 34. Při nulovém vychýlení oka se napětí pohybuje na střední hodnotě, tudíž nedojde k žádné detekci. Výstupem bloků je amplituda a lokace každého napětového maxima nebo minima. Díky Shift registru je zobrazena vždy aktuální hodnota amplitudy a lokace a ostatní se ukládají za těmito hodnotami. Aby hodnoty lokace byly detekovány za sebou, jsou nejdříve vyděleny samy sebou a poté vynásobeny interakčním číslem.

Blok Multiply, který je umístěn za polem hodnot spojícím hodnoty vycházející z bloku Peak Detection a Shift registru, slouží k jejich vynásobení. Hodnoty, kterými jsou hodnoty násobeny, jsou nastaveny pomocí lokálních proměnných. V rámci normálního průběhu programu jsou nastaveny na hodnotu jedna. Při požadavku na vymazání aktuální hodnoty amplitud a lokací jsou nastaveny na nulu.



Obr. 35 Detekce špiček signálů

6.5 Kalibrace

Důvodem kalibrace je získat pro každého uživatele lineární rovnici vyjadřující závislost napětí na úhlu vychýlení očí (3). Kalibrace je tvořena pomocí bloku Flat Sequence Structure, který postupně vykoná zadané příkazy. Vytvořený světelný terč slouží i k samotné kalibraci, kdy se jako první rozsvítí centrální LED dioda a poté červená LED dioda vpravo, celý průběh lze vidět na Obr. 36. Uživatel se na terč dívá ze vzdálenosti 90 cm a LED diody jsou od středu vzdáleny 51,96 cm. Z toho vyplývá, že je pozoruje pod úhlem 30°.

$$y = ax + b \quad (3)$$

Kde:

y.... amplituda signálu (V)

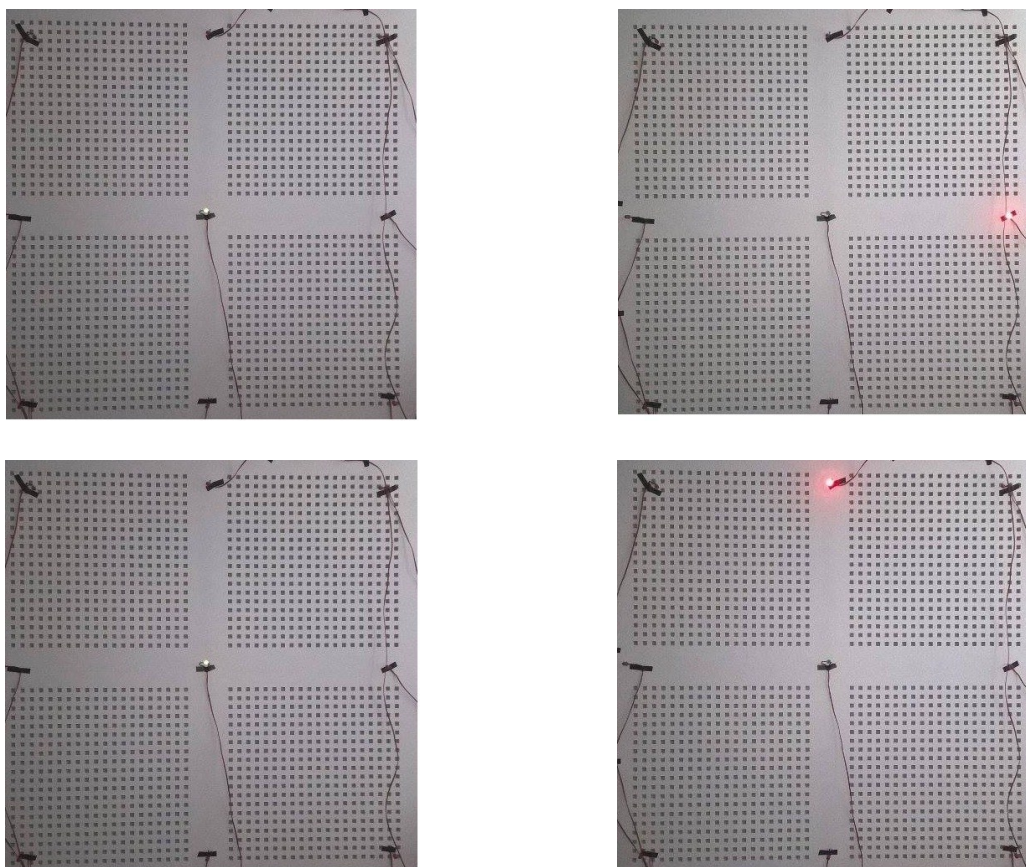
x.... úhel vychýlení oka

b.... střední hodnota signálu

a.... hodnota získaná v průběhu kalibrace

V momentě, kdy se uživatel podívá na jednu z rozsvícených červených LED diod, dojde k vypočítání rovnice pro daný směr. Při daném pohybu se použije amplituda získaná pomocí bloku Peak Detection a dosadí se do rovnice (3), kde dojde k vypočítání konstanty a.

Terč je řízen pomocí bloků DAQ assistant, který dovoluje posílání digitálních dat z programu.



Obr. 36 Průběh kalibrace

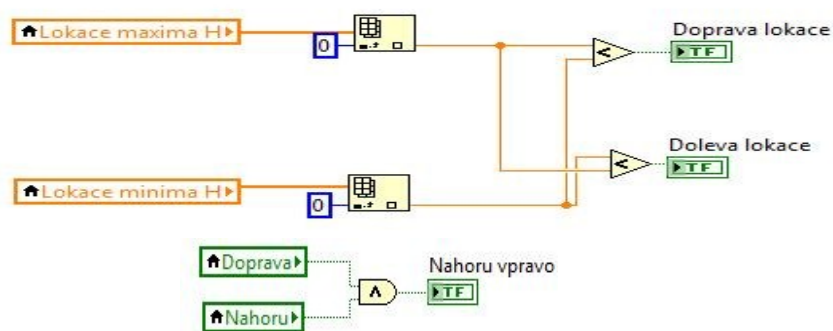
6.6 Určení směru pohledu

Na Obr. 27 je viditelné, že při pohledu vpravo je lokace maxima menší než lokace minima. Totéž platí pro pohled směrem nahoru. Tato skutečnost se použije pro určení směru pohledu spolu

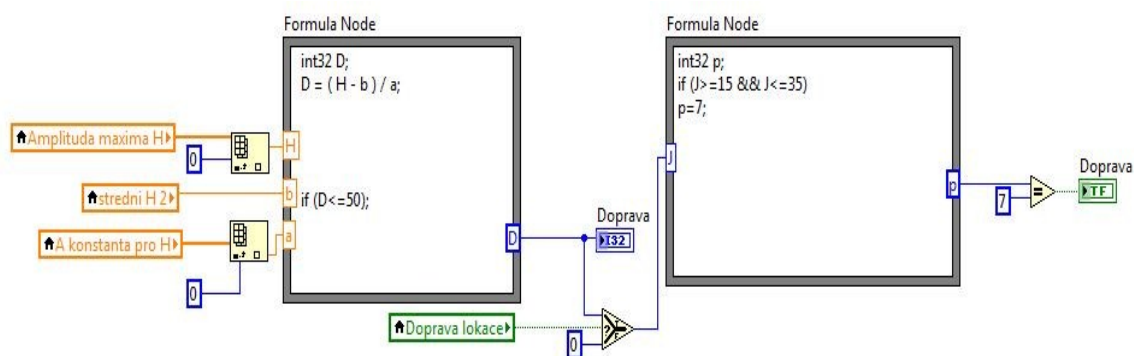
s vypočtenou rovnicí, která detekuje pouze pohyb nad určitý stupeň vychýlení a všechny pohyby nad 50° ignoruje. Na Obr. 37 je zobrazeno určení směru pomocí lokace napět'ových špiček.

Blok Formula Node, Obr. 38, umožňuje zadání rovnice pomocí vstupních proměnných. První blok spočítá podle vstupních hodnot úhel vychýlení, a pokud je menší než 50°, vyšle danou hodnotu do bloku Select. V tomto bloku se rozhodne, jestli je splněna podmínka lokací napět'ových špiček a zároveň je úhel pohledu menší než 50° (pro horizontální směr). Když je podmínka splněna, tak hodnota úhlu pokračuje do dalšího bloku Formula Node, kde se ověří, jestli je úhel větší než 15° a zároveň menší než 35°. Při splnění všech podmínek je vyhodnocen směr pohledu.

Při pohybu diagonálně musí být splněny dva pohyby najednou. Blok AND je logický člen, který má pravdivý výstup, pokud oba vstupy najednou jsou pravdivé. Na Obr. 37 je zobrazeno určení pohledu Nahoru vpravo pomocí bloku AND.



Obr. 37 Určení směru pohledu podle lokací špiček a vyhodnocení pohledu diagonálně.

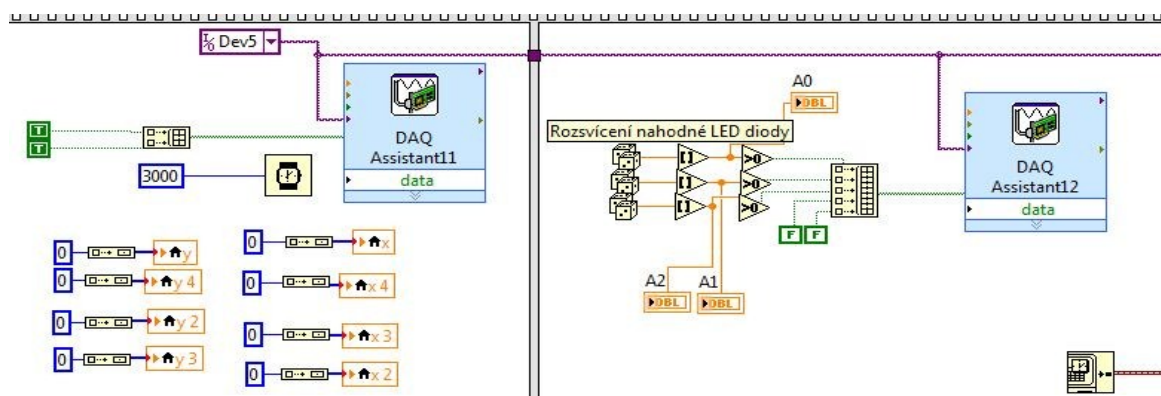


Obr. 38 Určení výsledného směru pro pohled vpravo

6.7 Ovládání světelného terče

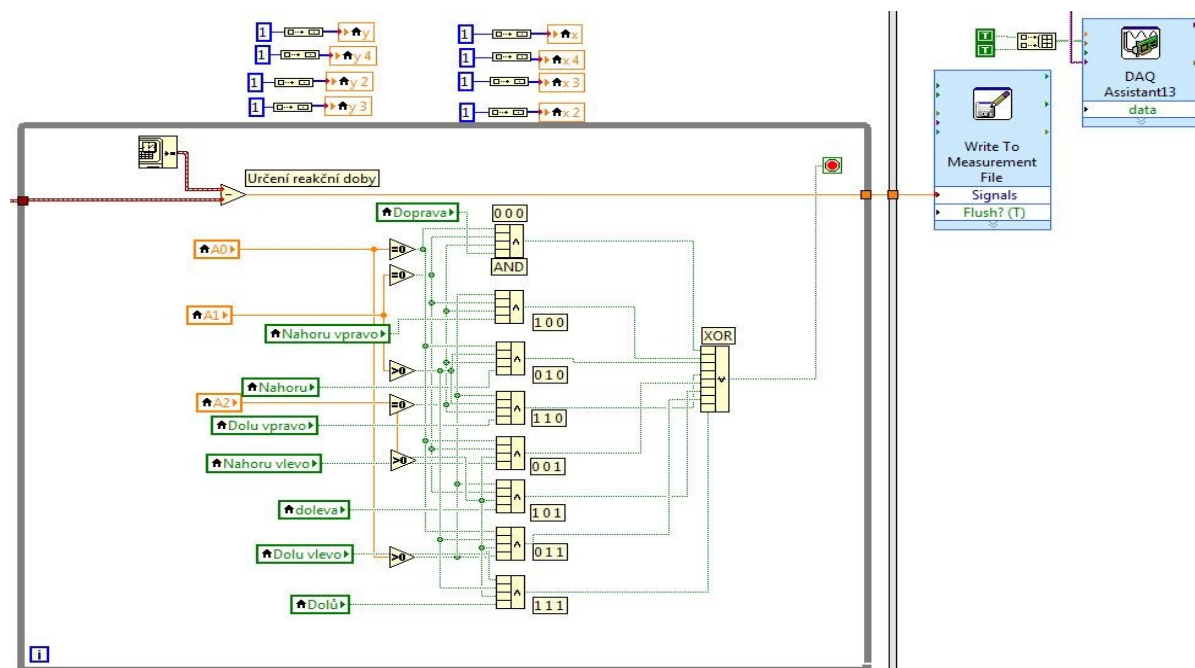
Ovládání terče je vloženo do bloku Flat Sequence Structure, který je uzavřen do smyčky While. Sekvence probíhá ve čtyřech krocích. Na Obr. 39 jsou zobrazeny první dva kroky sekvence. V první části dojde k rozsvícení centrální zelené LED diody a k vynulování hodnot amplitud a lokací napět'ových špiček. Dokud je nastavena hodnota nula, nedochází k žádné detekci špiček. Ve druhé části dojde k náhodnému rozsvícení jedné z červených LED diod. To je řízeno blokem Random

Number. Vygenerované číslo je zaokrouhleno na nejbližší číslici (nula nebo jednička). Pokud je to jednička, vyšle se do DAQ Assistant hodnota TRUE, pokud ne, tak FALSE. Na dané vstupní kombinaci logických jedniček a nul, Tabulka 3, dojde k rozsvícení jedné z LED diod. Proměnné A0-A2 obsahují vygenerovaná čísla, které jsou důležitá pro další funkci k ovládání terče.



Obr. 39 Ovládání světelného terče - první dvě části sekvence

Na Obr. 40 jsou zobrazeny poslední dvě části sekvence k ovládání světelného terče. Jako první dojde k povolení hledání napětových špiček nastavením konstanty bloku Multiply (Obr. 35) na hodnotu jedna. Podle kombinací proměnných A0-A2 je určena rozsvícená dioda. Pokud se na ni uživatel podívá a splní všechny podmínky zmíněné v předchozí kapitole (6.6), dojde tak k ukončení smyčky While, ve které jsou kombinační bloky umístěny. Sekvence tedy postoupí do poslední části, kdy dojde ke zhasnutí diody a k rozsvícení centrální zelené LED diody. Součástí smyčky While je blok Get Date/Time In Seconds, který zaznamená čas, za jak dlouho došlo ke zhasnutí LED diody a v posledním bloku tuto hodnotu zapíše do xlsx souboru.



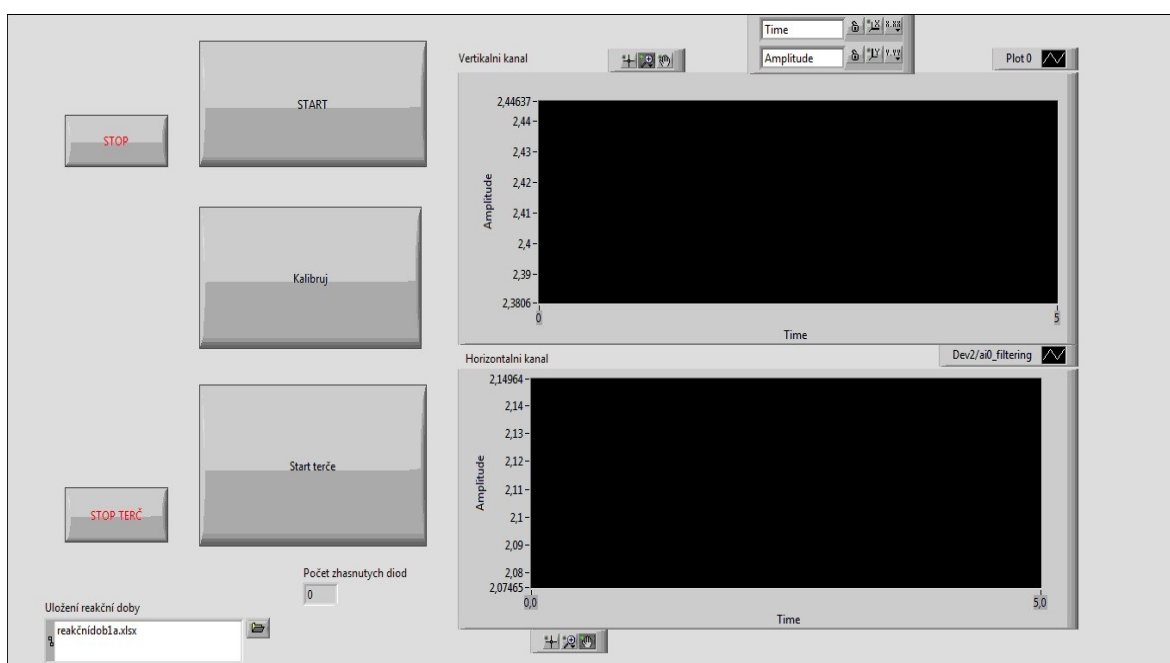
Obr. 40 Ovládání světelného terče - poslední dvě části sekvence

6.8 Front panel a popis funkce programu

Uživatelské rozhraní výsledné aplikace lze vidět na Obr. 41. Stisknutím tlačítka START se EOG signál začne vykreslovat do oken Waveform Chart, každý kanál má svůj graf. Tlačítko Kalibruj spustí kalibraci, při které dojde k zisku lineární rovnice vyjadřující závislost napětí na úhlu vychýlení očí, Obr. 36.

Pomocí tlačítka Start terče dojde k zapnutí hlavní aplikace pro zhasínání LED diod pomocí očních pohybů. Počet zhasnutých LED diod se zobrazí v indikátoru pod tlačítkem Start terče. Příloha 7 zobrazuje průběh zhasnutí jedné LED diody.

V Uložení reakční doby si každý uživatel zvolí soubor, do kterého se naměřené výsledky časů uloží.



Obr. 41 Uživatelské rozhraní aplikace

7 Zhodnocení naměřených výsledků, měření reakční doby

Výsledná aplikace byla testována na 6 dobrovolnících. Pro některé uživatele musely být upraveny konstanty pro určení prahové hodnoty pro detekci vrcholů, z důvodu přesnější funkčnosti programu. Všichni byli ze začátku poučeni o způsobu, jakým mají aplikaci využívat. Ze startu měla většina problém zhasnout jakoukoliv LED diodu, ale přibližně po pěti minutách byli schopni kontinuálně zhasínat libovolné množství LED diod. Největší problém byl s LED diodami umístěnými diagonálně, hlavně pro starší dobrovolníky. Po přibližně deseti minutách používání terče si uživatelé stěžovali na bolest očí a také jejich reakční doba se zpomalovala. Dochází tak k namáhání okoohybných svalů, tudíž delší používání terče se nedoporučuje. Občas došlo jen k probliknutí jedné z LED diod z důvodu nestability signálů, ale stávalo se to jen výjimečně, proto to nijak neovlivnilo získané výsledky, protože probliknutí je velice lehce zjiřitelné (hodnoty kolem jedné tisícině sekundy). Jedním z nejdůležitějších výsledků bylo zjištění, že světelný terč po určitém tréninku může ovládat jakýkoliv uživatel, neohledě na věk nebo pohlaví.

Poté co se probandi naučili správně ovládat světelný terč, došlo k měření oční reakce při zhasínání LED diod. Každý proband měl za úkol zhasnout 25 LED diod, ze kterých byly odstraněny případné nesprávné hodnoty (probliknutí LED diod). Pro každého probanda bylo vybráno 20 správných hodnot zhasnutí jednotlivých LED diod, ze kterých byla určena střední hodnota, která určuje, jak dlouho danému probandovi průměrně trvá zhasnutí jedné LED diody. Nejdéle trvalo zareagování na některou z LED diod umístěných diagonálně.

Tabulka 4 zobrazuje naměřené hodnoty pro všechny dobrovolníky. Měřeny byly tři věkové kategorie. Z výsledků vyplývá, že reakční doba se s rostoucím věkem prodlužuje. Záleží také na pohlaví, kdy hlavně ženy měly problém s větším úhlovým vychýlením očních bulbů. Oba starší muži mají oční vady (myopii²⁹ a hypermetropii³⁰), proto měli problém včas zareagovat, nebo se vůbec na danou LED diodu zaměřit. U nich se taky projevila rychlejší únava očí (pálení) a nebyli schopni se na terč dlouho soustředit.

Měření oční reakce	
Testovaný proband	Median
22 let, Muž	1,056561 s
20 let, Žena	1,306075 s
31 let, Muž	1,358578 s
53 let, Žena	2,889237 s
52 let, Muž	3,014246 s
62 let, Muž	3,661710 s

Tabulka 4 Měření oční reakce

Další proband, na kterém byla aplikace testována, má funkční pouze levé oko, pravé má nahrazeno skleněnou protézou. Jeho výsledky nebyly zaznamenány ve výsledné tabulce a cílem tohoto

²⁹ Myopia: oční vada kdy je hlavním projevem špatná viditelnost postiženého na vzdálené předměty

³⁰ Hypermetropia: oční vada, jejím projevem je špatná viditelnost postiženého na blízké předměty

měření bylo zjistit, zda lze pomocí metody EOG snímat pohyby pouze jednoho oka. Hodnoty vertikálního kanálu měl přibližně stejné jako ostatní probandi, ale horizontální měl razantně menší. Proto byly elektrody pro snímání horizontálního kanálu nalepeny vedle funkčního oka. Tím se detekce pohybů zlepšila, přesto mu všechny LED diody umístěné napravo dělaly značný problém. Tím se dokázalo, že díky metodě EOG lze snímat pohyby jen jednoho oka a že světelný terč po menších úpravách může používat téměř každý.

Ze získaných výsledků lze usoudit, že světelný terč lze použít pro určení reakční doby a také pro změření únavy očí. Na únavě mají podíl LED diody, ale i samotné pohyby jsou po určitém čase složitější z důvodu namáhání okohybných svalů.

Dále by se aplikace mohla vyvinout do hry, při které by měl uživatel omezený čas na zhasnutí určitého množství LED diod. Světelný terč by se dále mohl přichytit na přenosnou podložku (polystyrén), tím se zkrátí doba chystání terče. Hra by obsahovala žebříček nejlepších hráčů a také by během každé hry pro každého uživatele vyhodnotila průměrnou reakční dobu, při které došlo ke zhasnutí jednotlivých LED diod. Samotná hra může sloužit jako trénink ke zkrácení reakční doby. Dalším výsledkem této práce bylo ověření, že metoda EOG, která je v současnosti na ústupu, je vhodná k ovládání světelného terče a taky dostatečně stabilní pro kontinuální měření očních pohybů.

Díky samotnému EOG přístroji by bylo možné vytvořit celou řadu dalších aplikací využívajících pohyby očních bulbů. Například pro ovládání robotických končetin nebo pro počítačové aplikace (klávesnice, myš). Proto může být tato práce v budoucnu přínosem.

V budoucnu by se mohl také světelný terč použít pro analýzu reakční doby většího množství dobrovolníků (přes padesát). Důvodem je ověření, jestli s rostoucím věkem roste reakční doba. Dalším z důvodů může být zjištění závislosti reakční doby na pohlaví, zdravotním stavu, únavě a také na tréninku.

Tabulka se všemi naměřenými hodnotami, viz Příloha 4.

8 Závěr

Tato bakalářská práce se zabývá vytvořením světelného terče, složeného z LED diod, který je ovládán pomocí očních pohybů. Tyto pohyby jsou snímány metodou EOG. V práci jsou popsány teoretické znalosti ohledně lidského oka a také o metodě EOG, což bylo nápomocné při tvoření praktické části. Je popsán vznik EOG signálu spolu se způsobem jeho snímání a součástí práce je i popis tohoto signálu.

Další částí byla rešerše, kde byly shrnuty nejnovější poznatky v oblasti měření očních pohybů se zaměřením především na EOG. Cílem bylo zjistit, jestli již neexistuje systém podobný tvořenému terči a v případě jestli ano, tak co nového může tato práce přinést. Byl nalezen jen jeden podobný systém, který byl ale kompletně tvořen softwarově. U každého systému byly zhodnoceny klady a zápory.

Dalším krokem bylo navrhnutí měřicího řetězce, jehož funkčnost jsem testoval na nepájivém poli. Řetězec byl navrhnut pro měření horizontálního i vertikálního směru současně, z důvodu ušetření práce (výroba jedné DPS). K realizaci světelného terče byl použit binární dekodér, jehož vhodné zapojení bylo taktéž otestováno na nepájivém poli. Výsledná zařízení byla připojena k PC pomocí NI ELVIS II, kde pomocí programu LabVIEW došlo k úpravě EOG signálů a také zde byl vytvořen software pro ovládání světelného terče.

Posledním krokem bylo otestovat světelný terč na několika dobrovolnících a změřit, jak dlouho každému uživateli trvá zhasnout jednu LED diodu. Hlavním výsledkem bylo zjištění, že reakční doba se s rostoucím věkem prodlužuje.

Součástí výsledného softwaru je kalibrační proces, při kterém dojde k vypočtení lineární rovnice vyjadřující závislost napětí na úhlu vychýlení očí. Jedním z problémů byla nestálost signálu a také jeho malé zesílení. V budoucnu by se terč mohl upevnit na přenosné zařízení, aby ho nebylo potřeba pokaždé lepit na stěnu. EOG přístroj by se mohl upravit pro přesnější a stálejší snímání. Kompletně celá hardwarová část by mohla být bezdrátová, z důvodu lepší manipulace.

Zdroje

- [1] NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA. Přehled anatomie. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, c2009, xi, 416 s. ISBN 978-80-7262-612-0.
- [2] Sokanský K., a kolektiv, Racionalizace v osvětlování kancelářských, školských a bytových prostor. Česká společnost pro osvětlování regionální skupina Ostrava, Ostrava, 2004
- [3] SYNEK, Svatopluk a Šárka SKORKOVSKÁ. Fyziologie oka a vidění. 1. vyd. Praha: Grada, 2004, 93 s., [8] s. obr. příl. ISBN 80-247-0786-1.
- [4] MOŠNEROVÁ, Jitka. Praktické postupy v elektrookulografii. Brno, 2012, 63 l. BAKALÁRSKÁ PRÁCE. VYSOKÉ UCENÍ TECHNICKÉ V BRNE.
- [5] JOŠT, Jiří. Oční pohyby, čtení a dyslexie. 1. vydání. Praha: Fortuna, ve spolupráci s Pedagogickou fakultou Jihočeské university, 2009. 173 s. ISBN 978-80-7373-055-0.
- [6] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. Zdravotnické elektrické přístroje 1. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 411 s. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [7] RAYNER, K. Eye movements in reading and information processing: 20 years of research. Psychological bulletin, Vol. 124, No. 3. (November 1998), pp. 372-422
- [8] NETOPIL, Jan. Hodnocení srozumitelnosti textu z elektrookulogramu. Brno, 2014, 62 l. Bakalářská práce. VYSOKÉ UCENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ.
- [9] NĚMCOVÁ, Andrea. Hodnocení únavy pomocí elektrookulografie. Brno, 2014, 97 l. Diplomová práce. VYSOKÉ UCENÍ TECHNICKÉ V BRNE.
- [10] Sítnice. Informační systém Masarykovy university [online]. 2012 [cit. 2015-09-28]. Dostupné z: https://is.muni.cz/th/176824/lf_b/bc-text.txt
- [11] Anatomie lidského oka. OPTIKA Hana Šafariková [online]. 2012 [cit. 2013-03-29]. Dostupné z: <http://www.optika-safarikova.cz/oko.html>
- [12] LLEDÓ, L.D., A. ÚBEDA, E. IÁÑEZ a J.M. AZORÍN. Internet browsing application based on electrooculography for disabled people. Expert Systems with Applications. 2013, vol. 40, issue 7, s. 2640-2648. DOI: 10.1016/j.eswa.2012.11.012.
- [13] LOPEZ, A., P.J. AREVALO, F.J. FERRERO, M. VALLEDOR a J.C. CAMPO. EOG-based system for mouse control. In: IEEE SENSORS 2014 Proceedings [online]. 2014 [cit. 2015-04-09]. DOI: 10.1109/icsens.2014.6985240.

- [14] MARJANINEJAD, Ali a Sabalan DANESHVAR. A low-cost real-time wheelchair navigation system using electrooculography. In: 2014 22nd Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE) [online]. 2014 [cit. 2015-04-10]. DOI: 10.1109/iraniancee.2014.6999863.
- [15] YAMAGISHI, Kenji, Junichi HORI a Michio MIYAKAWA. Development of EOG-Based Communication System Controlled by Eight-Directional Eye Movements. In: 2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society [online]. 2006 [cit. 2015-04-11]. DOI: 10.1109/iembs.2006.259914.
- [16] LIN, Chin-Teng, Shang-Lin WU, Wei-Ling JIANG, Jyun-Wei LIANG a Shi-An CHEN. A wireless Electrooculography-based human-computer interface for baseball game. In: 2013 9th International Conference on Information, Communications & Signal Processing [online]. 2013 [cit. 2015-04-23]. DOI: 10.1109/icip.2013.6782884.
- [17] KIM, S.I., J.M. CHO, J.Y. JUNG, S.H. KIM, J.H. LIM, T.W. NAM a J.H. KIM. A Fast Center of Pupil Detection Algorithm for VOG-Based Eye Movement Tracking. In: 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference [online]. 2005 [cit. 2015-04-25]. DOI: 10.1109/iembs.2005.1617153.
- [18] CINAR, Eyup a Ferat SAHIN. EOG controlled mobile robot using Radial Basis Function Networks. In: 2009 Fifth International Conference on Soft Computing, Computing with Words and Perceptions in System Analysis, Decision and Control [online]. 2009 [cit. 2015-06-24]. DOI: 10.1109/icscw.2009.5379485.
- [19] HARUN, H. a W. MANSOR. EOG signal detection for home appliances activation. In: 2009 5th International Colloquium on Signal Processing & Its Applications [online]. 2009 [cit. 2015-06-24]. DOI: 10.1109/cspa.2009.5069215.
- [20] IM, Yun Seong, Haet Bit LEE, Jung Soo KIM, Hyun Jae BAEK, Myung Suk RYU a Kwang Suk PARK. ECG, EOG detection from helmet based system. In: 2007 6th International Special Topic Conference on Information Technology Applications in Biomedicine [online]. 2007 [cit. 2015-06-24]. DOI: 10.1109/itab.2007.4407378.
- [21] ENGLISH, Erik, Alfredo HUNG, Evan KESTEN, David LATULIPE a Zhanpeng JIN. EyePhone: A mobile EOG-based Human-Computer Interface for assistive healthcare. In: 2013 6th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER) [online]. 2013 [cit. 2015-06-24]. DOI: 10.1109/ner.2013.6695882.
- [22] HORI, J., K. SAKANO a Y. SAITOH. Development of communication supporting device controlled by eye movements and voluntary eye blink. In: The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society [online]. 2004 [cit. 2015-06-13]. DOI: 10.1109/iembs.2004.1404198.

- [23] VIRKKALA, Jussi, Joel HASAN, Riitta VELIN, Sari-Leena HIMANEN, Alpo VARRI a Eus JW Van SOMEREN. Automatic sleep detection using activity and facial electrodes. In: 2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society [online]. 2008 [cit. 2015-06-02]. DOI: 10.1109/iembs.2008.4649488.
- [24] OZSEN, Seral, Salih GUNES a Sebnem YOSUNKAYA. Examining the effect of time and frequency domain features of EEG, EOG, and Chin EMG signals on sleep staging. In: 2010 15th National Biomedical Engineering Meeting [online]. 2010 [cit. 2015-06-02]. DOI: 10.1109/biyomut.2010.5479867.
- [25] LIANG, S.-F. Development of an EOG-Based Automatic Sleep-Monitoring Eye Mask. <i>IEEE transactions on instrumentation and measurement</i>. New York: Institute of Electrical and Electronics Engineers, 1963-, 2015(99). ISSN 0018-9456. Special Topic Conference on Information Technology Applications in Biomedicine [online]. 2007 [cit. 2015-06-24]. DOI: 10.1109/itab.2007.4407378.
- [26] YOSHIYAMA,, Hiroaki a Takenao SUGI,. ICCAS-SICE, 2009. S.l.: [s.n.], 2009, s. 4655 - 4658. ISBN 9784907764340.
- [27] INA126. Texas Instrument [online]. USA: Texas Instrument, 2015 [cit. 2016-02-28]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina126.pdf>
- [28] Jednoduchý indikátor napětí baterie. *OK1CDJ blog* [online]. 2011 [cit. 2014-04-30]. Dostupné z: <http://blog.ok1cdj.com/2011/12/jednoduchy-indikator-napeti-baterie.html>
- [29] VLACH, Jaroslav, Josef HAVLÍČEK a Martin VLACH. Začínáme s LabVIEW. 1. vyd. Ilustrace Viktorie Vlachová. Praha: BEN - technická literatura, 2008. ISBN 978-80-7300-245-9.
- [30] FLORIÁN, ANTONÍN. EKG PŘEDZESILOVAČ S PLOVOUCÍM VSTUPEM A KALIBRACÍ. BRNO, 2010. BAKALÁŘSKÁ PRÁCE. VUT, BRNO. Vedoucí práce Doc. Ing. MILAN CHMELÁŘ, CSc.
- [31] Regulator TL431+Mosfet tranzistor. *Audioweb.cz* [online]. 2010 [cit. 2014-04-30]. Dostupné z: <http://www.audioweb.cz/viewtopic.php?id=10910>

Seznam obrázků

Obr. 1 Anatomie oka [11]	10
Obr. 2 Okohybné svaly zapojené při pohybech očních bulbů [8]	12
Obr. 3 Lidské oko jako dipól [6]	14
Obr. 4 Princip EOG [4]	15
Obr. 5 Detekovatelné prvky v EOG: fixace (f), dopředné sakády v rámci řádku (s), sakády při přeskoku na další řádek (S), regrese v rámci řádku (r), regrese při přeskoku na předcházející řádek (R), mrkání (b) [8]	17
Obr. 6 Standardní rozmístění elektrod (celkem 6 elektrod) [12]	19
Obr. 7 Internetový prohlížeč ovládaný pomocí EOG [12]	20
Obr. 8 Aplikace v LabView -a) původní (vpravo) a filtrovaný EOG signál (vlevo), b) nastavení parametrů, c) uživatelské rozhraní [13]	21
Obr. 9 Rozmístění elektrod a blokové schéma systému [14]	22
Obr. 10 Vztah mezi očními pohyby, detekovanými pomocí EOG a výstupem [15]	23
Obr. 11 Vytvořená baseballová hra [16]	24
Obr. 12 Histogram pro zachycený oční obraz. 'A' zobrazuje prahovou hodnotu [17]	25
Obr. 13 Hledaný střed zornice [17]	25
Obr. 14 Umístění televize a spínače [19]	27
Obr. 15 Základní schéma pro detekci EOG a EKG signálu [20]	28
Obr. 16 a) EEG helma, b) pozice elektrod, AF3, AF4, F7, F8 snímají oční a obličejové pohyby [21]	29
Obr. 17 Blokové schéma celého měřicího řetězce	31
Obr. 18 Vstupní zesilovač a filtr horní propust	32
Obr. 19 Přístrojový zesilovač	33
Obr. 20 Aktivní zem	34
Obr. 21 Aktivní filtr typu dolní propust	35
Obr. 22 Stabilizátor napětí, převzato z [31]	36
Obr. 23 Indikátor stavu baterie, převzato z [28]	36
Obr. 24 Binární dekodér	37
Obr. 25 Vyrobená DPS	38
Obr. 26 Výstup osciloskopu při pohledu dolů a vlevo o 25°. Graf znázorňuje závislost napětí na čase	38

Obr. 27 Výstup osciloskopu při pohledu nahoru a vpravo o 25°. Graf znázorňuje závislost napětí na čase	39
Obr. 28 Vytvořený terč pro analýzu dat.....	40
Obr. 29 Graf závislosti napětí na úhlu vychýlení oka pro vertikální směr.....	41
Obr. 30 Graf závislosti napětí na úhlu vychýlení oka pro horizontální směr.....	41
Obr. 31 Blokové schéma softwaru	42
Obr. 32 Filtrace signálu.....	44
Obr. 33 Výpočet střední hodnoty	44
Obr. 34 Vytvořený SUB VI pro výpočet střední hodnoty.....	44
Obr. 35 Detekce špiček signálů.....	45
Obr. 36 Průběh kalibrace	46
Obr. 37 Určení směru pohledu podle lokací špiček a vyhodnocení pohledu diagonálně.....	47
Obr. 38 Určení výsledného směru pro pohled vpravo	47
Obr. 39 Ovládání světelného terče - první dvě části sekvence.....	48
Obr. 40 Ovládání světelného terče - poslední dvě části sekvence	48
Obr. 41 Uživatelské rozhraní aplikace	49

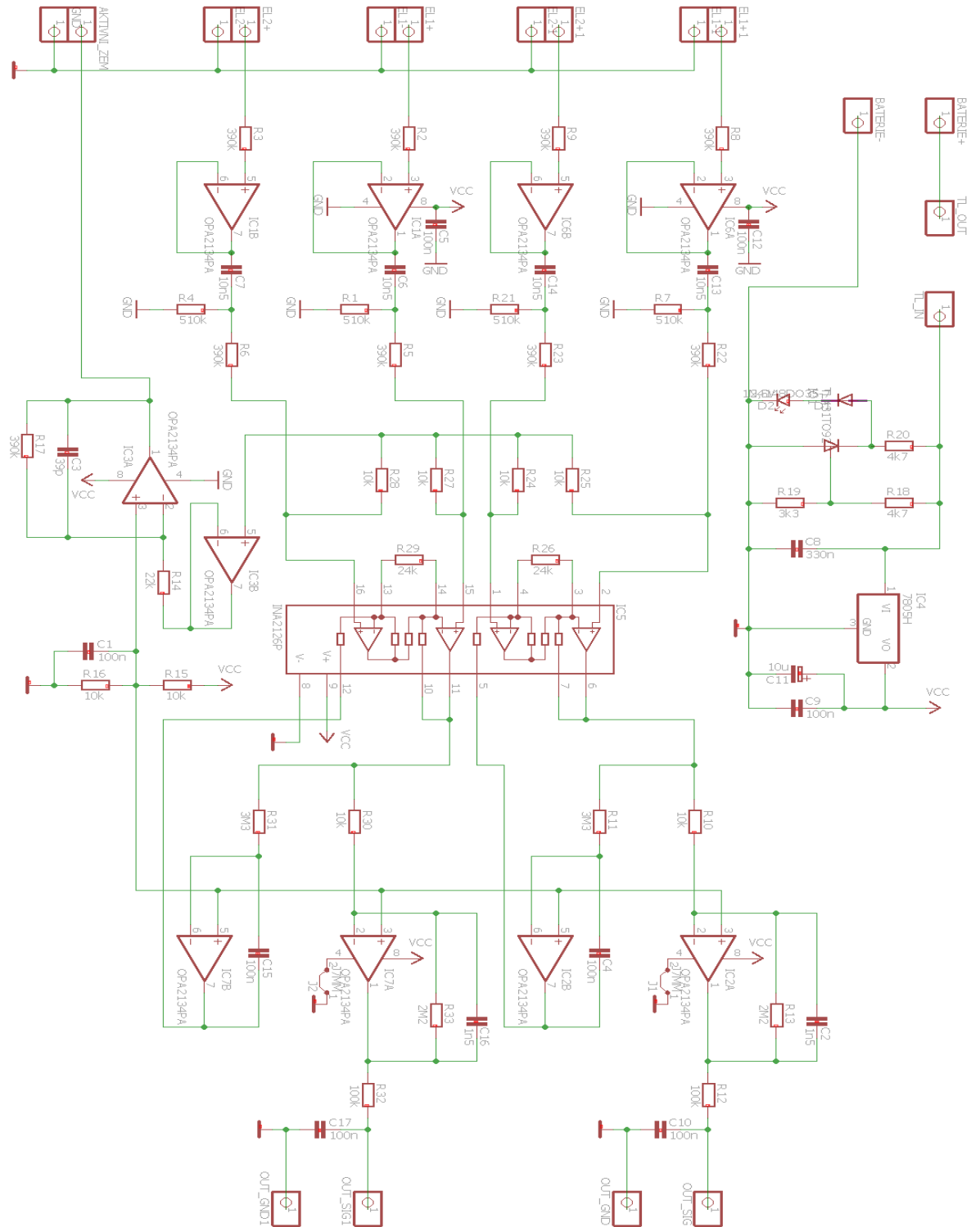
Seznam tabulek

Tabulka 1 Rozdělení pohybů očních bulbů.....	13
Tabulka 2 Klasifikace výstupních hodnot RBFN algoritmu [18]	26
Tabulka 3 Pravdivostní tabulka 3 – bitového binárního dekodéru.....	37
Tabulka 4 Měření oční reakce.....	50

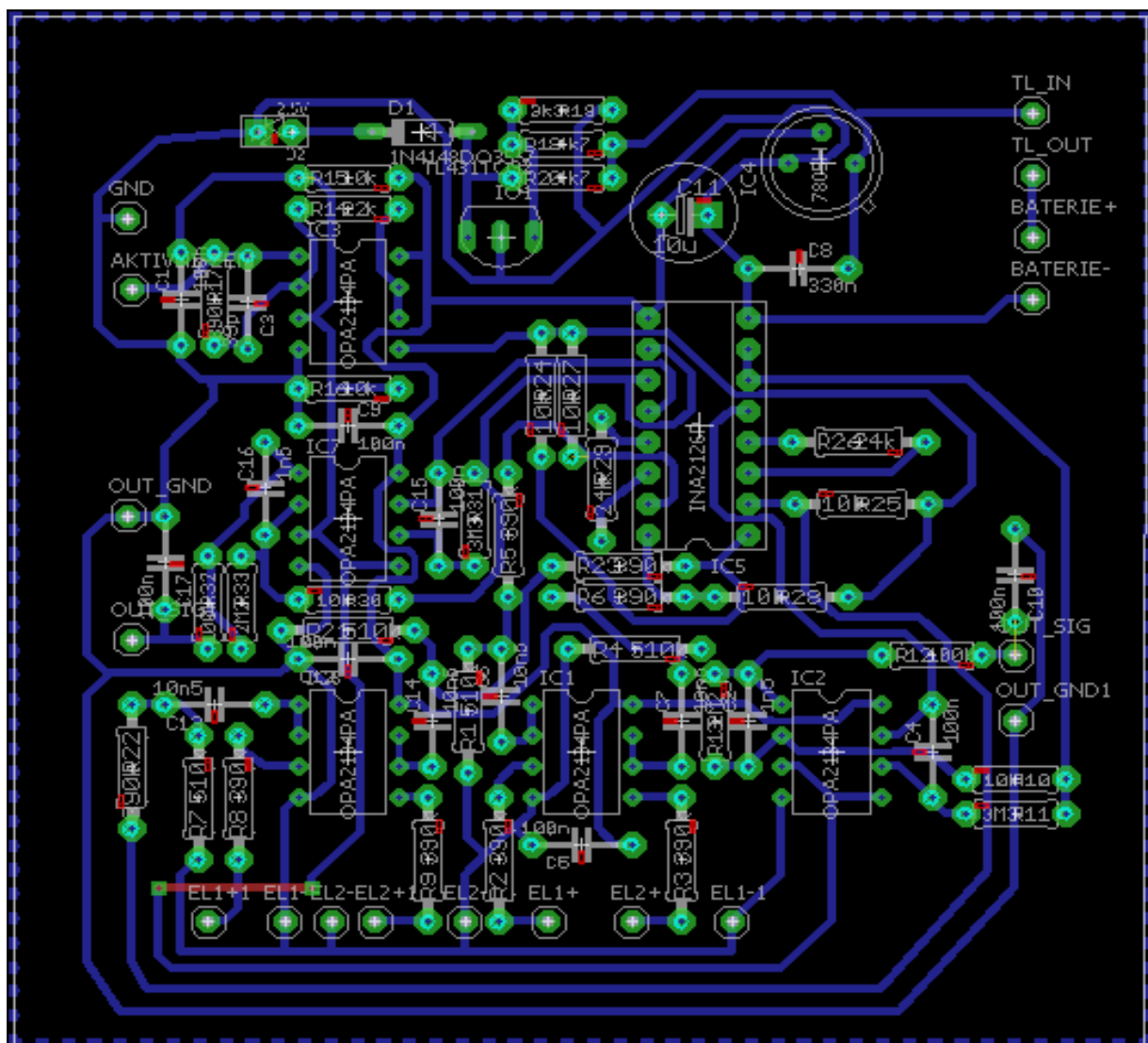
Seznam příloh

Příloha 1 Schéma měřicího řetězce	60
Příloha 2 Navržena DPS EOG přístroje	61
Příloha 3 Navržena DPS světelného terče.....	62
Příloha 4 Měření reakční doby	63
Příloha 5 Fotografie EOG přístroje	64
Příloha 6 Fotografie světelného terče.....	65
Příloha 7 Ukázka ovládání světelného terče	66

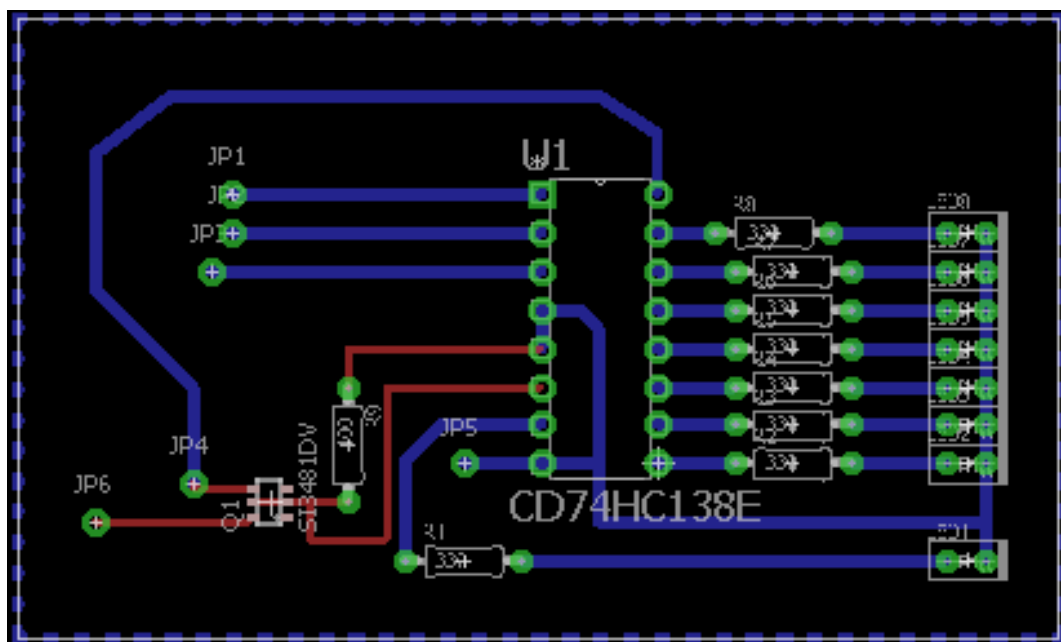
Příloha 1 Schéma měřicího řetězce



Příloha 2 Navržená DPS EOG přístroje



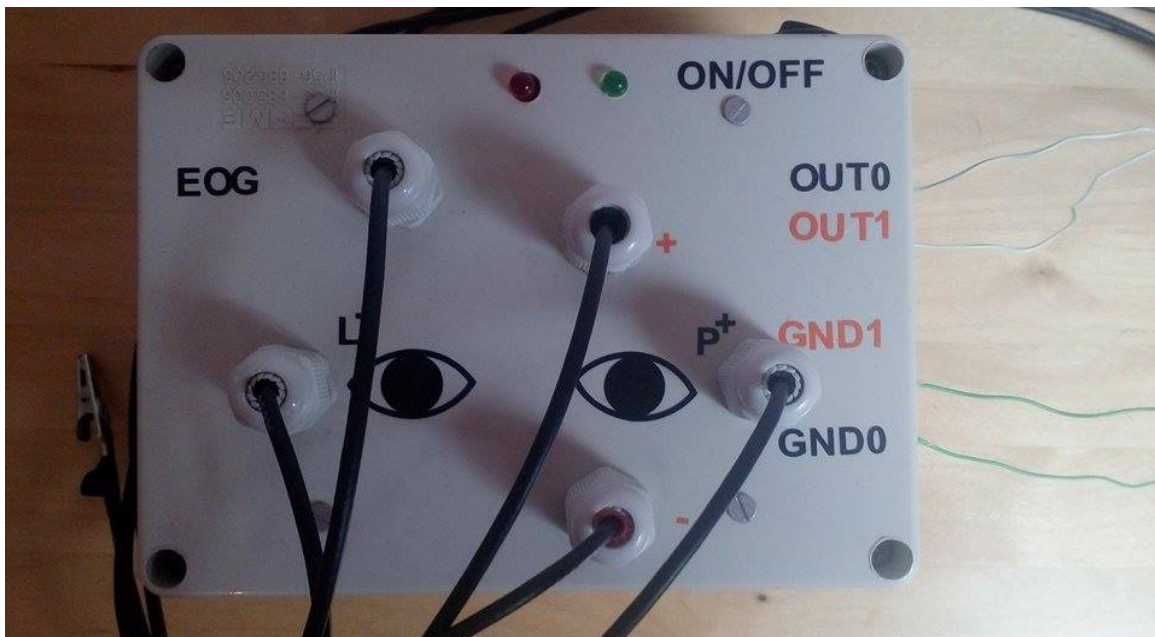
Příloha 3 Navržená DPS světelného terče



Příloha 4 Měření reakční doby

Měření oční reakce						
Počet zhasnutých LED diod	Doba zhasnutí LED diod					
	20 let, Žena	22 let, Muž	30 let, Muž	53 let, Žena	52 let, Muž	62 let, Muž
1	2,936168 s	0,825047 s	0,791045 s	0,880050 s	2,822162 s	1,038060 s
2	1,226070 s	0,673038 s	1,282073 s	1,737099 s	4,463255 s	0,983039 s
3	0,859049 s	0,917052 s	1,334076 s	1,347077 s	2,210126 s	2,411138 s
4	1,514087 s	1,358078 s	0,977056 s	5,519316 s	5,203298 s	1,793103 s
5	2,104120 s	0,885050 s	2,395137 s	1,219069 s	4,133236 s	5,071290 s
6	1,169067 s	1,609092 s	5,855335 s	0,805001 s	1,783039 s	3,027173 s
7	5,164296 s	0,784045 s	3,716213 s	1,468084 s	1,721042 s	1,586091 s
8	1,252072 s	0,800045 s	2,950169 s	5,808561 s	5,571605 s	1,742100 s
9	0,890051 s	0,908052 s	1,437082 s	3,169325 s	2,899166 s	7,654438 s
10	1,953112 s	1,145066 s	1,014058 s	5,296303 s	8,257473 s	0,950054 s
11	1,051060 s	4,379251 s	0,687039 s	2,609149 s	7,152638 s	4,868279 s
12	3,113178 s	1,377079 s	2,509143 s	5,250300 s	8,514487 s	1,799046 s
13	0,878050 s	1,048060 s	1,070061 s	4,013230 s	2,018060 s	4,296246 s
14	0,563032 s	4,076233 s	1,383079 s	3,202183 s	2,793103 s	7,249044 s
15	0,861050 s	0,886051 s	0,802046 s	0,594034 s	2,198000 s	6,161352 s
16	0,716041 s	4,627264 s	2,734156 s	5,554317 s	4,789000 s	6,513372 s
17	4,402252 s	1,100063 s	1,191068 s	1,004057 s	3,524900 s	5,111292 s
18	1,360078 s	2,859164 s	3,670210 s	1,060061 s	2,006000 s	7,213527 s
19	5,745328 s	0,907052 s	7,928453 s	6,261358 s	2,169325 s	2,574147 s
20	3,807218 s	1,065061 s	0,837048 s	7,166410 s	3,129325 s	5,052289 s
Median	1,306075 s	1,056561 s	1,358578 s	2,609149 s	3,014246 s	3,661710 s

Příloha 5 Fotografie EOG přístroje



Příloha 6 Fotografie světelného terče



Příloha 7 Ukázka ovládání světelného terče

